

* Arbeit unter der Leitung von PD Dr. W. Mörmann

Marginale Adaptation von maschinell hergestellten Keramikinlays in vitro

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung der Doktorwürde
der Zahnmedizin der Medizinischen Fakultät
der Universität Zürich

vorgelegt von
HANS JANS
von Steinhausen / ZG

Genehmigt auf Antrag von Prof. Dr. F. Lutz

Zürich 1987



Juris Druck + Verlag Zürich
1988



Zahnärztliches Institut der Universität Zürich
Abteilung für Kariologie, Parodontologie und Präventivzahnmedizin
Vorsteher: Prof. Dr. F. Lutz

Arbeit unter der Leitung von PD Dr. W. Mörmann

Marginale Adaptation von maschinell hergestellten Keramikinlays in vitro

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde
der Zahnmedizin der Medizinischen Fakultät
der Universität Zürich

vorgelegt von

HANS JANS
von Steinhausen / ZG

Genehmigt auf Antrag von Prof. Dr. F. Lutz

Zürich 1987



Juris Druck + Verlag Zürich
1988

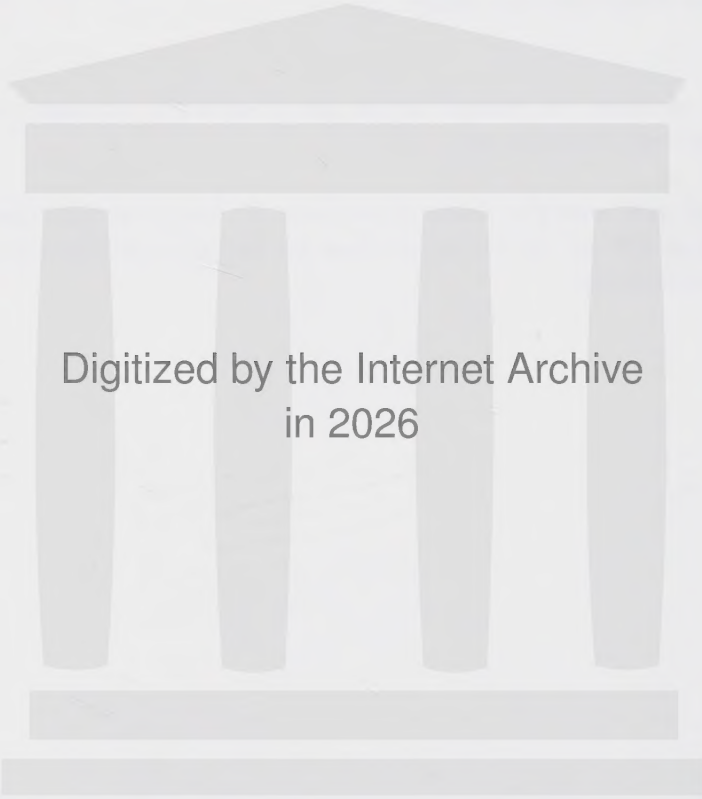
ISBN 3 260 05202 X

VERDANKUNGEN

Herrn PD Dr.med.dent. W. Mörmann möchte ich für die Ueberlassung des Themas und die Unterstützung bei der Planung und Durchführung der vorliegenden Arbeit herzlich danken.

Herrn Dr.sc.techn. M. Brandestini und der Firma Brains AG danke ich für die technische Unterstützung.

Mein Dank gilt ebenfalls Herrn Dr.med.dent. I. Krecji für die fachliche Beratung am REM und dem Varioprint-Team für die Hilfe bei den Graphik- und Schreibaarbeiten.



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41507201_0034

INHALTSVERZEICHNIS

1. EINLEITUNG	1
1.1. Seitenzahnkomposits	1
1.1.1. Marginale Adaptation	2
1.1.2. Verschleissfestigkeit	3
1.1.3. Röntgenopazität	4
1.2. Kompositinlays	5
1.3. Keramikinlays	6
1.3.1. Glaskeramik-Guss-Technik	6
1.3.2. Porzellan-Aufbrenntechnik	7
1.3.3. Maschinell computergestützte Herstellung	8
1.4. Ziel der Studie	9
2. DAS CEREC-System	10
2.1. Restaurationskonzept	10
3. MATERIAL UND METHODEN	18
3.1. Versuchszähne	18
3.2. Montage	18
3.3. Kavitätenpräparation	19
3.3.1. Kavitätengrösse	19
3.4. Materialien	21
3.4.1. Herstellung der Keramikprobekörper	21
3.4.2. Vorversuche	22
3.4.3. Befestigungszemente	23
3.5. Versuchsanordnung	24

3.6.	Vorbereitung der Porzellaninlays	26
3.6.1.	Unterfüllung	27
3.6.2.	Schmelzätzung	28
3.6.3.	Keramikätzung	28
3.7.	Einsetzen der Keramikinlays	29
3.8.	Ausarbeiten	30
3.9.	Schwelldruck und Temperaturwechselbelastung	30
3.10.	Replikationstechnik	31
3.11.	Quantitative REM Analyse	31
3.12.	Farbpenetrationstest	33
3.13.	Statistische Auswertung	34
4.	RESULTATE	35
4.1.	Randqualität der Restaurationsränder	35
4.2.	Farbstoffpenetrationstest	37
5.	DISKUSSION	54
5.1.	Gesamtbeurteilung	57
6.	ZUSAMMENFASSUNG	58
7.	SUMMARY	59
8.	RESUME	60
9.	LITERATURVERZEICHNIS	62

1. EINLEITUNG

Die Entwicklung einer zahnfarbenen Füllung der Kl. II als dauerhafte okklusionstragende Restauration ist ein Hauptziel der zahnärztlichen Materialforschung. Heute kommen zur Herstellung solcher Füllungen folgende Techniken in Frage:

Komposit:

- Seitenzahnkomposit, in situ licht oder chemisch härtend, direkt durch den Zahnarzt
- Kompositinlay, direkt durch den Zahnarzt oder indirekt im zahntechnischen Labor

Keramik:

- Glaskeramik-Guss-Inlay, zahntechnisches Labor
- Porzellan Aufbrenn-Inlay, zahntechnisches Labor
- Maschinell computergestützte Herstellung von Inlays direkt in der Praxis, CEREC-System

Um als vollwertiges Seitenzahnfüllmaterial gelten zu können, muss ein Material vielfältige Anforderungen erfüllen. Es sollte eine zahnschmelz-ähnliche Verschleissfestigkeit, Formstabilität, Röntgenopazität und Ästhetik aufweisen. Wünschenswert ist zudem eine perfekte und dichte Adaptation.

Diese Forderungen sind sehr komplex und ihre Erfüllung führt zu schwierigen Material- und verfahrenstechnischen Problemen. Der Stand der Füllungstechnik mit zahnfarbenen Materialien wird im folgenden als Ausgangspunkt für die eigenen Untersuchungen dargelegt.

1.1. Seitenzahnkomposits

Als wichtigste Nachteile der direkt in konventionellen Kl II Kavitäten ausgehärteten Kompositfüllungen werden die ungenügende marginale Adaptation (4,53,57), die mangelhafte Randdichtigkeit (24,25,26,53,54), die geringe Verschleissfestigkeit (50,58,69,70,75,95) und die schwache Röntgenopazität (9,16,63,83) angesehen.

1.1.1. Marginale Adaptation von Seitenzahnkomposits

Die beim Legen der Füllung erreichte Qualität der marginalen Adaptation ist ausschlaggebend für die Dauerhaftigkeit der Restauration (55). Der Randschluss wird während der Liegezeit der Füllung durch thermische, mechanische, chemische und bakterielle Einflüsse belastet (56). Ungenügende primäre marginale Adaptation und deren Qualitätsverlust mit zunehmendem Gebrauch sind gleichbedeutend mit undichtem Verschluss der Kavität (86).

Offene Füllungsrande bedeuten die vollständige Insuffizienz der Restauration. Klinisch dokumentiert sich der Verlust der marginalen Adaptation in Randverfärbungen, Retentionsverlust, Füllungsrand- und Schmelzrandfrakturen, Sekundärkaries und pulpitischen Zustandsbildern. Der Zahn kann dadurch bis zum Vitalitätsverlust geschädigt werden.

Bei Seitenzahnkomposits wird die beim Legen der Füllung erreichbare Qualität der marginalen Adaptation durch die Polymerisationsschrumpfung stark beeinträchtigt. Diese beträgt bei den heute erhältlichen Seitenzahnkomposits 2 bis 3,2 Volumenprozent (18,19,29). Prinzipiell ist die Kompensation der Polymerisationsschrumpfung eines Füllungskörpers durch genügend grosse freie Oberflächen denkbar. Bei konventionell präparierten Kavitäten reichen die vorhandenen äusseren freien Oberflächen zur Kompensation der Polymerisationsschrumpfung bei einer einzeitigen Fülltechnik nicht aus. Kontraktionskräfte, die bis zu 300 kg/cm^2 erreichen, bewirken Randspalten und Schmelzfrakturen (56,62). An der gingivo-approximalen Stufe, wo das Sekundärkariesrisiko besonders hoch ist, bleibt die erreichbare Randqualität unbefriedigend.

Lichthärtende Komposits bringen bei konventioneller Applikationstechnik keine entscheidende Verbesserung der gingivo-approximalen Randsituation (60). Bei Bestrahlung von okklusal richten sich die Schrumpfungsvektoren in der Hauptsache gegen okklusal aus und bewirken im Bereich der gingivalen Stufe die grösste Kontraktion (62). Diese Eigenschaft der Lichthärtung, die Schrumpfungsvektoren gegen die Lichtquelle hin auszurichten, kann im gingivo-approximalen Bereich zur Verbesserung der marginalen Adaptation angewandt werden (61).

Dies ist durch die Verwendung eines lateral reflektierenden Lichtkeiles möglich (42,44,45,60).

Eine Verkleinerung der durch die Polymerisationsschrumpfung verursachten Zugkräfte auf den Rand wird mit der sogenannten Inkrementtechnik erreicht (55,62). Durch stufenweises Aufbauen und Härten kleinvolumiger Portionen werden temporär zusätzlich freie Oberflächen geschaffen, welche die Kompensation der Schrumpfung erlauben. Das Schrumpfungsvolumen jeder Portion wird jeweils durch das nächste Inkrement ausgeglichen (18,19,45,55,60). Das Problem der ungenügenden marginalen Adaptation von direkt in konventionell präparierten Kl. II Kavitäten gehärteten Komposits lässt sich somit durch Anwendung der Inkrementtechnik und mit gezielter Lichtführung lösen (45,61,62).

Bei grossen Seitenzahnkavitäten treten zusätzliche Probleme auf. Die Füllungsänder befinden sich oft im Bereich okklusaler Kontaktzonen, was eine besonders ungünstige Belastung des Randes darstellt. An der gingivo-approximalen Stufe kann der Schmelz als Adhärenz völlig fehlen, so dass die für die marginale Adaptation ungünstige Phasengrenze Komposit-Dentin vorliegt. Um ein günstiges Verschleissverhalten und genügende Volumenstabilität zu gewährleisten, ist die möglichst vollständige Polymerisation mit einer hohen Konversionsrate erwünscht (5,20,58,65). Die Erhöhung der Konversionsrate geht jedoch mit erhöhter Schrumpfung einher, wodurch ein Antagonismus zwischen Verschleissverhalten und marginaler Adaptation entsteht. Die Problematik der marginalen Adaptation könnte deshalb theoretisch durch die Verwendung eines schrumpfungsfreien Komposits am einfachsten gelöst werden (60). Ein solches Material steht bis jetzt aber nicht zur Verfügung.

1.1.2. Verschleissfestigkeit von Seitenzahnkomposits

Mangelnde Verschleissfestigkeit hat einen negativen Einfluss auf die Lebensdauer der Restauration. Faktoren, die beim Substanzverlust in der okklusalen Kontaktzone wirken, sind vor allem Ermüdung (86), Abrasion (50,55) und chemische Desintegration (65,92,95).

Die chemische Desintegration der Kunststoffmatrix und das Versagen des Füllermatrixverbundsystems führen zu starken Verschleisserscheinungen. Diese können nur mit langfristigen klinischen Tests relevant evaluiert werden (86,87). Kunststoff-Füllungen weisen generell eine gewisse Porosität auf (87). Lufteinschlüsse ergeben sich beim Anmischen und bei der Insertion des Komposits. Zum Teil sind sie auch bereits von Anfang an in den Pasten vorhanden (93). Diese Porositäten beeinflussen verschiedene physikalische Eigenschaften negativ, wie zum Beispiel die Wasseraufnahme, die Verfärbungsresistenz sowie vor allem die Verschleissfestigkeit. Bei Belastung der Füllung durch den Höcker des Antagonisten kommt es zusätzlich zur elastischen Deformation des Füllungskörpers (88). Ein hoher Elastizitätsmodul wäre vorteilhaft, um der für die marginale Adaptation destruktiven elastischen Deformation der Füllung unter der Kaubelastung entgegen zu wirken (87,88).

1.1.3. Röntgenopazität von Seitenzahnkomposits

Eine ausreichende Röntgenopazität ist aus Gründen der Diagnostik und der Kontrolle für plastische Füllungsmaterialien unerlässlich (55,59,86). Voraussetzung für die Kontrollierbarkeit von Materialüberschüssen in vivo ist eine Röntgenopazität, die mindestens etwas intensiver als jene des Schmelzes ist (1,9,15,16,83). Diese kann durch Beimischung von schwermetallhaltigem Glas oder Keramikfüllern erreicht werden. Da jedoch deren Verbund zur organischen Matrix hydrolyselabil ist, können sie die Verschleissfestigkeit des Komposits wiederum negativ beeinflussen (1,15,16).

1.2. Kompositinlays

Mit der Entwicklung von thermisch gehärteten Kompositinlays wurde versucht, die physikalischen Eigenschaften der Seitenzahnkomposits entscheidend zu verbessern (73,75,79,). Vor allem durch die Optimierung der Konversionsrate erhoffte man sich den okklusalen Substanzverlust auf ein klinisch vertretbares Mass zu reduzieren (65,73,79).

In Bezug auf Form und Farbe wurde mit den Kompositinlays ein aesthetisch in hohem Masse befriedigendes Resultat erreicht (35,36,73). Eine erste gute REM-Analyse der marginalen Adaptation von MOD-Kompositinlays in vivo ergab aber eine kontinuierliche Qualitätsverschlechterung von anfangs 97 % perfektem Rand auf 84 % nach 12 Monaten und auf 55 % nach 24 Monaten (91). Eine 6 Monate dauernde in vivo Untersuchung der marginalen Adaptation von MOD-Kompositinlays aus vier verschiedenen Kompositkonstruktionen bestätigte diese Tendenz (65).

Messungen des Substanzverlustes im okklusalen Bereich zeigten deutlich, dass die Verschleissfestigkeit solcher heissgehärteten Kunststoff-Füllungen im Vergleich zu Amalgam ungenügend ist. Die Lebenserwartung solcher okklusionstragenden Inlays dürfte deshalb auf 3 bis 5 Jahre beschränkt sein (65,75,79). Ein weiterentwickeltes direktes Kompositinlay Verfahren erzielte *in vitro* eine gute marginale Adaptation, ausreichende Röntgenopazität und eine akzeptable Verschleissfestigkeit (27). Klinische Langzeitresultate sind für eine definitive Bewertung dieser direkten Kompositinlaytechnik abzuwarten.



1.3. Keramikinlays

1.3.1. Glaskeramik-Guss-Technik

Als Glaskeramik bezeichnet man partiell kristallisierte Gläser (2). Die physikalischen Eigenschaften der Glaskeramik werden vor allem durch den erreichten Kristallisationsgrad bestimmt. Die Kristallstruktur entsteht, indem die amorphe Masse Glas einer Wärmebehandlung (Keramisierung) unterzogen wird. Bei diesem Prozess der ca. acht Stunden dauert und bei dem das Material stufenweise bis auf eine Endtemperatur von 1075° C erhitzt wird, bilden sich Glimmerkristalle. Diese wachsen mit steigender Temperatur bis sie untereinander Kontakt finden (32). Nach Ablauf der Kristallisation befinden sich in der so entstandenen Glaskeramik nur noch 45 % Glasbestandteile. Die blättchenförmig verschachtelten Kristalle verursachen die für dieses Material charakteristischen Eigenschaften (2,33).

Glaskeramik lässt sich mechanisch bearbeiten, leitet Wärme nur gering und besitzt eine geringe thermische Expansion. Des weiteren zeichnet sich dieses Material durch gute Transparenz, schmelzähnliche Dichte und Härte, Röntgenopazität und Biokompatibilität aus. Dank diesen Eigenschaften ist es für den Zahnarzt interessant (2,33).

Die Herstellung eines Zahnersatzes aus Glaskeramik beginnt mit einer präzisen Abdrucknahme der Präparation mittels eines viskoelastischen Abformmaterials und der Anfertigung eines Arbeitsmodelles aus Hartgips. Danach erfolgt die Wachsmodellation auf dem Stumpf. Die empfohlene Wandstärke soll 1 mm oder mehr sein. Nach beendeter Modellation werden die Gusstifte angebracht und das Gussobjekt eingebettet. Sobald die Einbettmasse abgebunden ist, wird das Wachs ausgetrieben (ca. 30 Min. bei 250° C). Danach erfolgt das Aufwärmen der Muffel auf eine Endtemperatur von 900° C.

Der Guss wird mit einer elektrisch beheizten, motorbetriebenen Tiegelschleuder durchgeführt. Nachdem das Gussstück langsam auf Raumtemperatur abgekühlt ist, wird es ausgebettet und mit Aluminiumoxid abgestrahlt. Das Gussstück wird nun in einem der Einbettmasse ähnlichem Material eingebettet und in den Keramikofen gelegt. Dieser Ofen nimmt automatisch die Wärmebehandlung mittels eines Zeit/Temperaturzyklus vor. Nach Abschluss der Wärmebehandlung besitzt das Gussobjekt die gewünschten physikalischen Eigenschaften und weist eine dem Schmelz ähnliche Transparenz auf.

Danach wird das Gussstück ausgebettet, gereinigt und auf den Stumpf aufgepasst.

In einem letzten Arbeitsschritt erfolgt die Farbgebung. Die Oberflächen werden dazu mechanisch aufgeraut, abgestrahlt und im Ultraschallwasserbad gereinigt. Die Einfärbung wird mit einer Porzellanlasurmasse vorgenommen, die in mehreren Farben vorgemischt werden kann. Jede Farbschicht wird einzeln getrocknet und dann im Keramikofen gebrannt.

1.3.2. Porzellan-Aufbrenntechnik

Bei diesem Verfahren handelt es sich darum, keramische Kernmassen direkt auf einen feuerfesten Stumpf aufzubrennen (101). Nach erfolgter Abformung wird ein Sägeschnittmodell aus Hartgips hergestellt. Auf die Gipsstümpfe wird eine Platzhalterschicht aufgetragen. Danach wird das Modell dupliert. Das Ausgießen der Negativform erfolgt mit einem feuerfesten Stumpfmateri al. In einem weiteren Arbeitsschritt wird der Stumpf einer Wärmebehandlung unterzogen.

Unterhalb der Präparationsgrenze wird gegen apikal eine spezielle Farbmarkierungsschicht aufgetragen (101). Diese ermöglicht ein Reduzieren der Kernmasse bis zur Präparationsgrenze. Auf dem feuerfesten Stumpf erfolgt nun das Auftragen der aus Aluminiumoxid bestehenden Kernmasse schichtweise. Wichtig ist, dass die ganze Zahnfläche gleichmässig mit einer dünnen Schicht Hartkernmasse abgedeckt wird. Das Aufbrennen von zuviel Masse beim ersten Brand kann zum Abheben und Reißen der Hartkernmassen führen. Auf das so entstandene hochfeste Keramikköppchen wird durch mehrmaliges Auftragen der Verblendmassen die endgültige Kronenform hergestellt.

Mit einer Druckluftstrahlung unter Verwendung feiner Glasperlen als Abrasivkörper wird das feuerfeste Material aus der Keramikkappe entfernt. Danach wird die Kappe auf das Originalmodell aufgepasst. Ist eine Minderung der Passgenauigkeit durch Fehler bei vorausgegangenen Arbeitsschritten eingetreten, so besteht die Möglichkeit den Rand auf dem Meistermodell zu unterfüttern. Als letzter Arbeitsschritt erfolgt der Glasurbrand.

1.3.3. Maschinell computergestützte Herstellung

Die Problematik der marginalen Adaptation, die ungenügende Verschleissfestigkeit sowie das limitierte Potential der Seitenzahnkomposits und Kompositinlays veranlassten die Entwicklung des CEREC-Systems (74,76,77, 78, 79).

Das Konzept der computergestützten keramischen Rekonstruktion (CEREC) ermöglicht die direkte maschinelle Herstellung von Inlays und Onlays aus Porzellan und Keramikwerkstoffen. Die Füllungskörper aus Porzellan werden unter Verwendung der Adhäsivtechnik und Kompositbefestigungszement in die Seitenzahnkavität eingesetzt. (6,10).

Dentalporzellan und neue Keramikmaterialien liegen in ihren physikalischen Eigenschaften der Zahnhartsubstanz, besonders dem Zahnschmelz, wesentlich näher als Kompositmaterialien (2,17,32,33,38,49,68,85). Geätztes Dentalporzellan kann mit hohen Retentionskräften klinisch dauerhaft mit dem Zahnschmelz adhäsiv verbunden werden (11,12,13,34,94).

Die Herstellung von Porzellan bzw. Keramikinlays mit herkömmlichen Modell und Brenn- bzw. Gussverfahren bedingt normalerweise zwei Patientensitzungen mit zwischenzeitlicher provisorischer Versorgung der Kavität und einen vielstufigen technischen Herstellungsprozess (33,35,97,101). Die Entwicklung des CEREC-Systems ermöglicht es, die Kavität unmittelbar nach Präparation und Unterfüllung, stereophotogrammetrisch abzutasten und Porzellan bzw. Keramikrestaurationen direkt maschinell herzustellen und einzusetzen (74,76,77,78).

In einer vorausgegangenen Studie wiesen die adhäsiv eingesetzten CEREC-Inlays nach Belastung im thermischen Wechselbad im Vergleich zu Amalgam und Goldgussfüllungen eine signifikant ($p < 0,001$) bessere marginale Adaption auf (80). Die Ergebnisse liessen den Schluss zu, dass das Einsetzen der maschinell hergestellten Porzellaninlays mit Hilfe der erwähnten Adhäsivtechnik dauerhafte Restaurationen ermöglicht.

1.4. Ziel der Studie

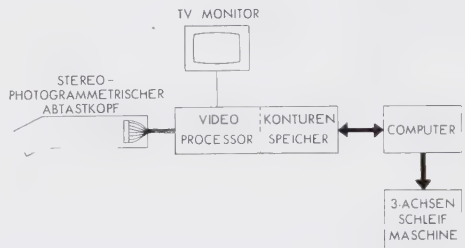
Ziel der vorliegenden Studie war die Untersuchung der marginalen Adaption von maschinell hergestellten Porzellaninlays bei kombinierter thermischer und mechanischer Belastung und bei Variation der Befestigungstechnik und der präparatorischen Randgestaltung.

2. DAS CEREC-SYSTEM

2.1. Restaurationskonzept

Das System erlaubt die Abtastung einer Kavität, die Rekonstruktion und die Fabrikation eines Inlays aus Porzellan bzw. Keramik in einem Zuge (76,77,78,80). In den folgenden Abbildungen wird die Funktionsweise des Systems gezeigt.

Abb. 2.1. Flussdiagramm des Cerec-Systems. Mittels eines stereophotogrammetrischen Abtastkopfes wird die Kavität unter achtfacher Vergrößerung auf dem Monitor abgebildet. Sobald sich alle Kavitätenwände in einer für das Inlay günstigen Ein-



schubachse darstellen, wird der Vermessungsvorgang (0,2 sek.) durch den Zahnarzt ausgelöst. Ein Graphiksystem erlaubt es, die registrierten Daten zu speichern (Konturenspeicher) und diese durch Konstruktionseingaben zu ergänzen. Aufnahme und Konstruktionseingaben werden auf dem Monitor unmittelbar zur Kontrolle und Korrektur dargestellt. Die Konstruktion des Füllkörpers erfolgt mit Hilfe eines Mikroprozessors (Computer). Dieser hat unmittelbaren Zugriff zu den Daten im Bildspeicher und steuert in der Bearbeitungsphase eine Miniaturschleifmaschine.

Abb. 2.2 Präparation der Inlaykavität. Die okklusalen Kavitätenwände sind senkrecht, die approximalen lateralen leicht divergierend präpariert.

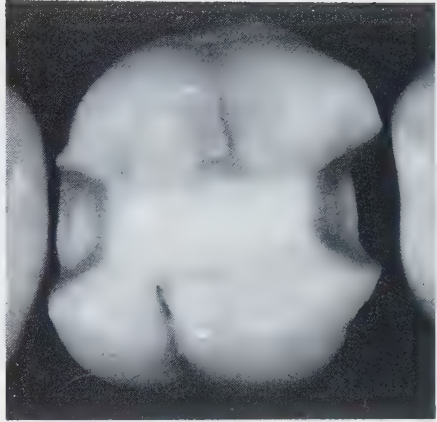


Abb. 2.3 Nach dem Legen der Unterfüllung wird die Kavität mit dem CEREC-Vermessungspuder besprüht, um die Oberflächen opak und reflexfrei zu machen. Das Puder ist inert und kann mit dem Wasserspray rückstandsfrei abgespült werden.

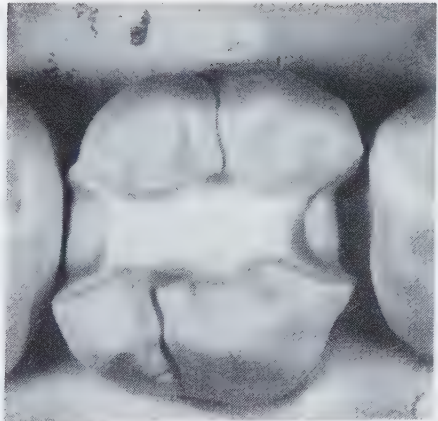


Abb. 2.4 Videosuchbild: Es wird kontrolliert, ob die Blickachse der Kamera als Einschubachse für das Inlay akzeptabel ist. Ist dies der Fall, so wird die 3D-Aufnahme durch Entlastung des Fusspedals ausgelöst; dies dauert 0,2 s. Die dreidimensional vermessene Kavität wird dann auf dem Monitor als Standbild dargestellt, in das die Rahmenstruktur des Inlays einzzeichnen ist.

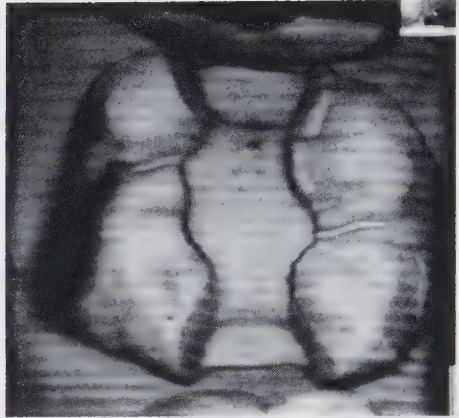


Abb. 2.5 Erster Konstruktions-schritt ist die Markierung des Kavitätenbodens durch eine linke und rechte Bodenbegrenzungsline. Dazu werden zuerst einzelne Markierungspunkte manuell mit Hilfe der Zeichenkugel gesetzt, die der Prozessor dann automatisch zu einer Linie verbindet.

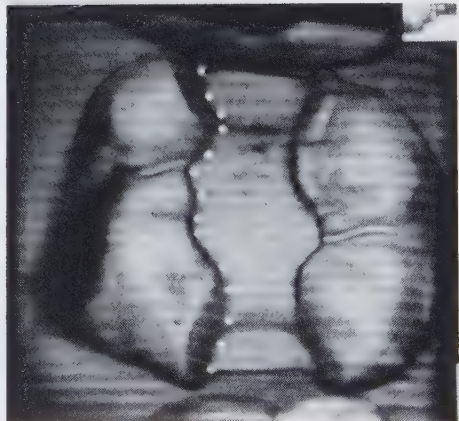


Abb. 2.6 Erster Konstruktions-
schritt beendet. Der Kavitäten-
boden ist durch eine distozervi-
kale (oben) und mesiozervikale
(unten) Grenzlinie abgegrenzt.
Dadurch ist der gesamte Boden
eingegrenzt, der das Fundament
für die weitere Inlayrekonstruk-
tion bildet.

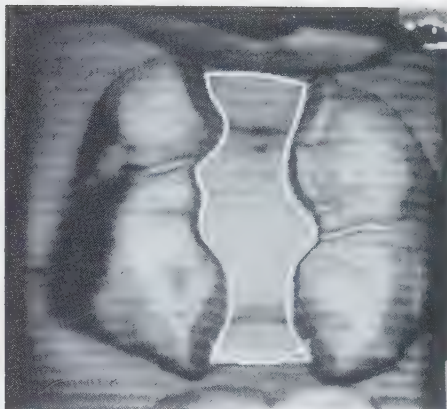


Abb. 2.7 Zweiter Konstruktions-
schritt. Nach der Bodeneingren-
zung wird das Bodenrelief des
Inlays berechnet, und die Okk-
lusalkanten werden an der linken
und rechten Kavitätenwand auto-
matisch bestimmt.

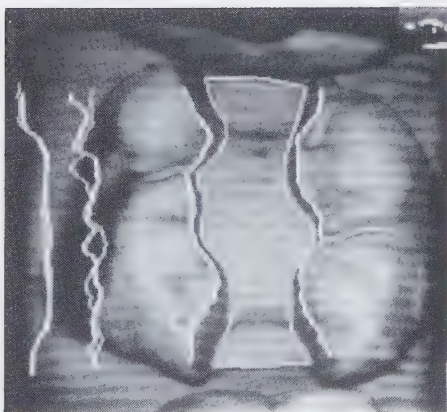


Abb. 2.8 Dritter Konstruktions-schritt. Im Interdentalraum werden die Approximalflächen zwischen der zervikalen Bodengrenzlinie, einer Aequator- und einer Randleistenlinie durch Interpolation aufgebaut. Für den Kontakt zum Nachbarzahn ist das Einzeichnen des Aequators entscheidend. Ohne weitere Angaben wird die Höhe der Aequatorlinie automatisch anhand von Erfahrungswerten eingestellt. In Sonderfällen kann die Aequatorhöhe individuell eingegeben werden. Die Randleistenlinie schliesst den Approximalbereich nach okklusal ab. Die dreidimensionale Rahmenkonstruktion ist damit beendet.

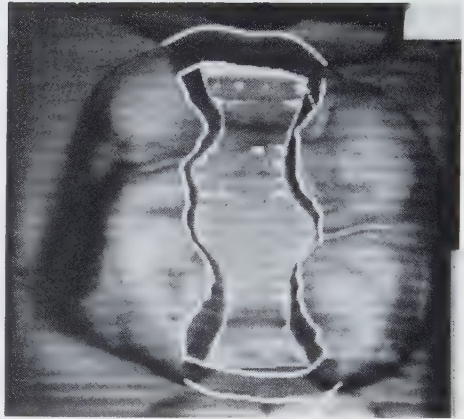


Abb. 2.9 Die ausserhalb der Inlaykonstruktion liegenden Daten werden nicht mehr benötigt. Sie werden vom Prozessor gelöscht.

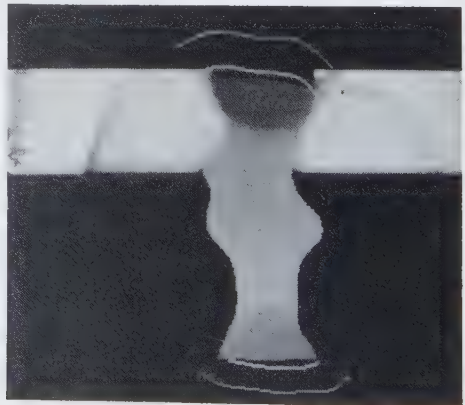


Abb. 2.10 Darstellung der für die Inlayrekonstruktion benötigten Daten.

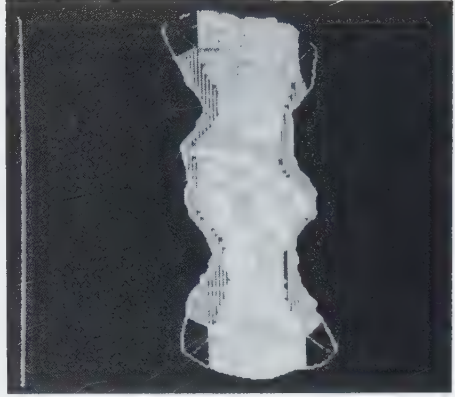


Abb. 2.11 Die CEREC-Einheit (Brains Inc., Zollikerberg, Schweiz) besteht aus einer fahrbaren Bildverarbeitungsstation mit Monitor und integrierter Schleifkammer. Die 3D-Mundkamera ist auf der Oberseite in einer Halterung gesichert. Im Bodenteil des Fahrstativs ist eine Pumpstation untergebracht. Sie erzeugt den für den Hydroantrieb in der Schleifkammer erforderlichen Wasserdruck.



Abb. 2.12 Schleifprozess: Ein Wasserstrahl wird mit 6 bar Druck auf eine Pelton-turbine gelenkt und treibt die diamant- tierte Schleifscheibe an. Das Turbinenabwasser wird zur Küh- lung und Spülung des Schleif- prozesses benutzt.

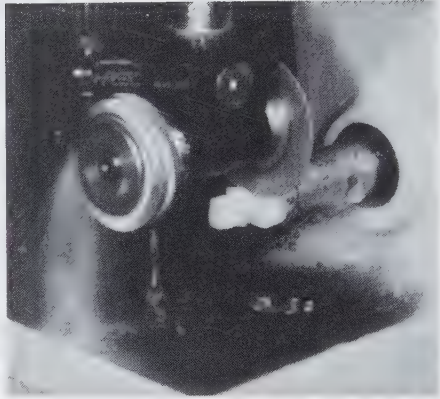


Abb. 2.13 Einprobe der frisch geschliffenen CEREC-Inlays. Fissuren und Höcker sind mit zylindrischen Konturierdia- manten noch auszuarbeiten.

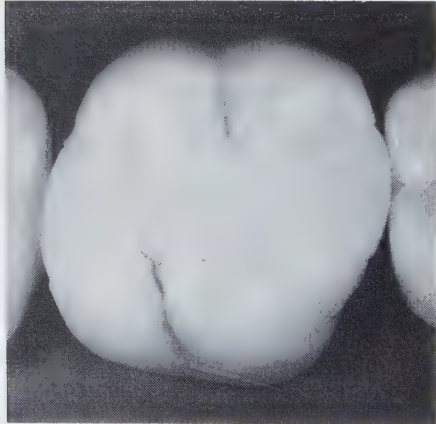
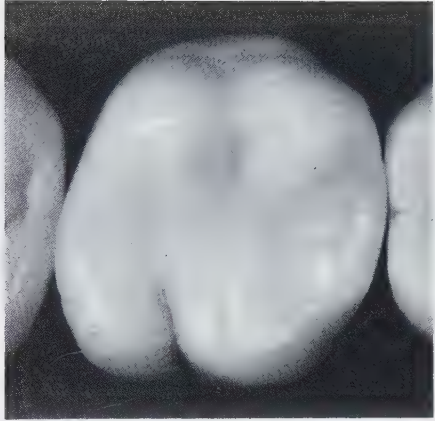


Abb. 2.14 Fertig ausgearbeitetes und poliertes Keramikinlay.



3. MATERIAL UND METHODEN

3.1. Versuchszähne

Für die Untersuchung wurden 48 extrahierte kariesfreie menschliche OK und UK Molaren benutzt. Die Zähne waren bis zur Verwendung unterschiedlich lange, jedoch nicht länger als 1 Jahr seit der Extraktion in 0,1 % Thy-mollösung aufbewahrt worden. Die Weichgewebe und Zahnsteinablagerungen wurden mit Scalern und Küretten entfernt. Die Schmelzpartien wurden mit der rotierenden Bürste feucht gereinigt.

3.2. Montage

Für die Fixierung der Versuchszähne in der Schwelldruck-Thermocycling-apparatur war es nötig, diese auf Halter zentrisch zu montieren. Uebliche REM-Probenteller aus Aluminium (BU 014 001-T) mit einem Tellerdurchmesser von 12,7 mm wurden verwendet. Mit einer gelochten Aluminiumscheibe als Montagehilfe konnten die Probenteller unter einem Binokularmikroskop, das mit einem Spezialfadenkreuzokular (a) ausgestattet war, bei sechsfacher Vergrößerung manuell auf die Tellermitte ausgerichtet werden.

Die Zähne wurden im Bereich der Wurzelspitzen um ca. 2 mm mit Hilfe einer Diamantscheibe so gekürzt, dass die Schnittfläche parallel zur Okklusionsebene ausgerichtet war. Diese Zähne wurden dann auf die Probenteller gestellt und die Okklusionsfläche anhand der zentralen Fissur und dem Fadenkreuz mittig auf den Probenteller ausgerichtet. Diese Position wurde sofort mit einem Sekundenkleber fixiert. Anschliessend wurden die Versuchszähne mit den Probentellern in eine Teflonform gebracht und die Zahnwurzeln in Paladur (b) ca. 3 mm hoch definitiv eingebettet.

a) Wild M5, Wild-Leitz AG, CH-9435 Heerbrugg

b) Kulzer GmbH, D-6382 Friedrichsdorf

3.3. Kavitätenpräparation

Die Kavitätenpräparation ist in Abb.3.3.1. dargestellt. Nach konventioneller Präparationsregel wurden Klasse II MOD-Kavitäten wie folgt präpariert:

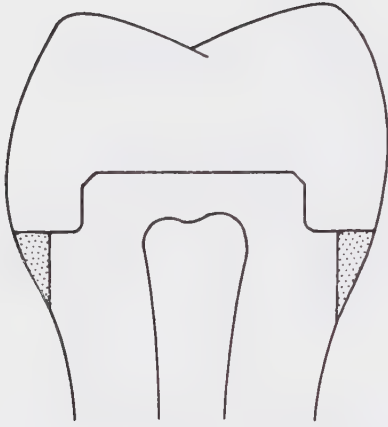
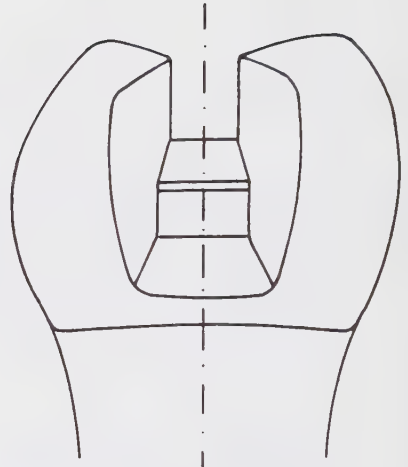
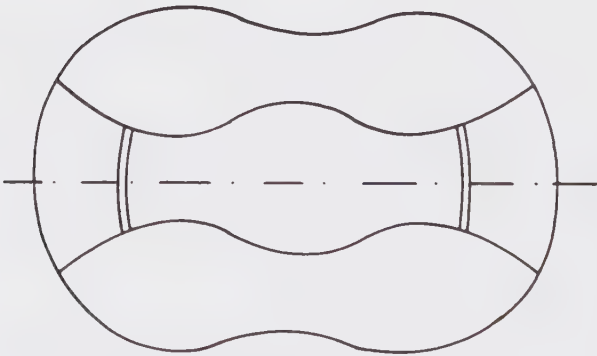
- a) Grobpräparation mit Airotor (ca. 300'000 U/min.), Diamantschleifkörper Nr. 212 mit 80 μ m Korngrösse (c)
- b) Nachpräparation mit dem Rotwinkelstück Mikromotor (20'000 U/min.), Diamantschleifkörper Nr. 113 S, 40 μ m Korngrösse (c)
- c) Feinpräparation mit Rotwinkelstück, Diamantschleifkörper Nr. 113 S, 15 μ m Korngrösse (c)

Alle 48 Versuchskavitäten wurden im Interesse standardisierter Gestaltung in einem Zuge präpariert (c). Es wurde darauf geachtet, dass die zervikalen Stufen 1 mm oberhalb der Schmelz/Zementgrenze lagen und zu dieser ungefähr parallel verliefen. Die approximal lateralen Kastenwände wiesen einen oro-fazialen Öffnungswinkel von 30° bis maximal 45° zur MOD Längsachse auf und wurden mit einem leichten Winkel von 4° gegen okklusal divergierend präpariert. Die Kavitätenwände des okklusalen Kastens wurden mit einem 90° Winkel zum Kavitätenboden präpariert. Nach beendigter Präparation wurde jede Kavität unter dem Binokular kontrolliert um festzustellen, ob alle Kavitätenränder exakt scharfkantig gestaltet waren und ob keine Verwindung der approximalen Kavitätenkästen eingetreten war. Die Kavitäten wurden bis zur Abtastung in 0,1 % Thymollösung aufbewahrt.

3.3.1. Kavitätengrösse

Die Kavitäten wurden nach beendigter Präparation mit einer Präzisions-schublehre (d) vermessen. Die durchschnittlichen Werte sind im folgenden dargestellt.

-
- c) Intensiv SA, CH-6900 Lugano
 - d) Wild-Leitz AG, CH-9435 Heerbrugg

**A****B****C****A** : SCHNITT MESIO-DISTAL**B** : ANSICHT VON APPROXIMAL**C** : OKKLUSALANSICHT

Approximal

	$\bar{x} \pm \text{SD:}$ <u>mm</u>	Maxima: <u>mm</u>	Minima: <u>mm</u>
Breite der zervikalen Stufe	5,01 $\pm$ 0,51	5,85	4,33
Länge der axialen Wände	5,45 $\pm$ 0,82	6,41	4,28
Grösste Distanz zwischen den axialen Wänden	5,46 $\pm$ 0,75	6,78	4,54
Mesio-distale Länge	9,99 $\pm$ 1,14	11,82	8,52

Okklusal

Grösste Distanz im Fissurenbereich	5,39 $\pm$ 0,87	6,69	4,35
Grösste Distanz zwischen den Höckern	4,2 $\pm$ 0,6	5,1	3,51

3.4. Materialien3.4.1. Herstellung der Keramikprobekörper

Für den vorliegenden Versuch wurden die Porzellanrohlinge mit Hilfe konventioneller Zahntechnik hergestellt. Frittenpulver wurde mit Aqua destillata gemischt und manuell in eine Stahlform mit den Massen von 10 x 10 x 15 mm kondensiert. Der kondensierte Frittenblock wurde unter Vakuum mit einem Temperaturanstieg von 60° C/min. bei 950° C und mit einer Haltezeit von 1 min. gebrannt. Die Porzellanblöckchen wurden mit einem metallischen Präzisionsteil (e) unter Hilfe eines Strukturklebstoffes (Penloc GZF, f) verklebt, welcher die Befestigung des Porzellanrohlings in der Ausarbeitungsmaschine erlaubte.

e) Brains AG, CH-8125 Zollikerberg

f) 3M (Schweiz) AG, CH-8803 Rüschlikon

3.4.2. Vorversuche

Vorversuche zeigten, dass keine signifikanten Unterschiede bezüglich der marginalen Adaptation verschiedener Keramiken bestanden. Folgende Materialien wurden getestet:

- Zahnschmelzmasse / Ivoclar, Schaan FL
- Dicor Glaskeramik, K 3 - 12 - 1, Dentsply, York, USA
- Aluminiumoxid Frialit, Friedrichsfeld, BRD
- experimentelles Glas FW 222, Glaswerk Wertheim, BRD
- experimentelles Glas Hg 1818, Reibold & Strick, Köln, BRD
- VMK 68, Vita, Bad-Säckingen, BRD
- Vitadur N, Vita Bad-Säckingen, BRD
- Vita-Zahndentin, Vita Bad-Säckingen, BRD

Vitadur N erwies sich dabei als ein Material von guter Aesthetik und Ausarbeitbarkeit. Deshalb wurde es für die vorliegende Arbeit verwendet. Vitadur N besitzt eine Vickershärte von 6620 MPa und eine Bruchzähigkeit von $1,48 \text{ MPa } \sqrt{\text{m}}$. Für diese physikalischen Eigenschaften ist die Siliziumglasmatrix verantwortlich, die mit feindispersen Alfaaluminiumoxid-Kristallen angereichert ist (72).

$$\text{MPa} = 1 \text{ MN/m}^2$$

3.4.3. Befestigungszemente

Als Befestigungszemente dienen Brillant Duplex und Glasionomerzement.

Brillant-Duplex-Zement (g)

Klassifikation	Hybridkomposit
Matrix	Bis - GMA/TEG-DMA
Füllerpartikel	90 % Ba-Al-Silicat Glas, $d = 1,0 \mu\text{m}$ 10 % Siliziumdioxid, $d = 0,04 \mu\text{m}$
Füllstoffgehalt	75 Gew %
Biegefestigkeit	167 MPa
E-Modul	12 950 MPa
Härtungstyp	kombiniert licht- und chemisch härtend
- Lichthärtung	30 sek. pro Lokalisation Konversionsrate 80 % Ausarbeitungsbeginn 60 sec. nach letzter Belichtung
- chemische Polymerisation	beendet nach 6 min. bei 23° C Raumtemperatur Konversionsrate 75 % Ausarbeitungsbeginn 7 min. nach Mischbeginn
Polymerisationstiefe	6,95 mm
Versiegler	Duplex-Bond
Klassifikation	Ungefülltes Harz auf Bis-GMA/TEG-DMA Basis
Härtungstyp	Licht und chemisch härtend chemischer Härtingsbeginn ohne Bestrahlung 5 min. nach Mischbeginn

Glasionomerzement

Folgende experimentelle Glasionomerzemente (h) wurden verwendet:

Serie A bis C	Powder 006/Fluid 001
Serie D	Powder 001/Fluid 001
Serie E bis H	Powder L 297/Fluid 001

Physikalische Eigenschaften:

Druckfestigkeit (24 h)	120 MPa
E-Modul	10'000 MPa
Thermischer Expansions-	
Koeffizient	8×10^{-6}
Löslichkeit (24 h)	0,1 %
Biegefestigkeit	20 MPa
Dentinhaftung	3 MPa

3.5. Versuchsanordnung

Die Versuchsanordnung ist in Tabelle 3.5.1 dargestellt. Von den 48 MOD Inlaykavitäten wurden acht Versuchsserien (A bis H) mit je sechs Probekörpern gebildet und diese jeweils einer kombinierten thermischen und mechanischen Belastung ausgesetzt. Die sechs Probekörper innerhalb jeder Serie wurden nach sechs verschiedenen Befestigungsverfahren eingesetzt. Es waren somit in jeder Versuchsserie alle sechs Befestigungsverfahren vertreten.

Verfahren 1: Zementierung des Porzellaninlays mit Glasionomerzement,
keine Unterfüllung

2: Zementierung mit Brilliant Duplex Zement, Härtung mit
Licht, keine Unterfüllung

3: Unterfüllung mit Glasionomerzement, Zementierung mit
Brilliant Duplex, Härtung unter Ausschluss von Licht

VERSUCHS-SERIEN		GINGIVALE PRÄPARATION	BEFESTIGUNGSVERFAHREN						
			VERSIEGLER	1	2	3	4	5	6
				GIZ	KZ	KZ	KZ	KZ	KZ
			UNTERFÜLLUNG						
			—	—	+	+	+	+	+
A	90° GRUPPE 1	—							
B		—							
C	90° GRUPPE 2	+							
D		+							
E	135° GRUPPE 3	—							
F		—							
G	135° GRUPPE 4	+							
H		+							
UNTERFÜLLUNG GEÄTZT :									
LICHT- & CHEM. HÄRTUNG :									
NUR CHEMISCHE HÄRTUNG :									

- 4: Unterfüllung mit Glasionomerzement geätzt, Zementierung mit Brilliant Duplex, Härtung unter Ausschluss von Licht
- 5: Unterfüllung mit Glasionomerzement, Zementierung mit Brilliant Duplex, Härtung mit Licht
- 6: Unterfüllung mit Glasionomerzement geätzt, Zementierung mit Brilliant Duplex, Härtung mit Licht

Unabhängig von den Befestigungsverfahren wurden die Versuchsserien entsprechend einer Variation des Präparationswinkels der proximo-zervikalen Stufe und der Anwendung eines Versieglervorstriches in der Kavität und auf dem Inlay wie folgt gruppiert:

- Gruppe 1: Serie A und B, proximo-zervikaler Rand 90°
- Gruppe 2: Serie C und D, proximo-zervikaler Rand 90° und ein Versieglervorstrich in der Kavität und auf dem Inlay
- Gruppe 3: Serie E und F, proximo-zervikaler Rand 135°
- Gruppe 4: Serie G und H, proximo-zervikaler Rand 135° und ein Versieglervorstrich in der Kavität und auf dem Inlay

3.6. Vorbereitung der Porzellaninlays

Nach der Herstellung der Porzellaninlays wurden die präparierten Zähne mit ihren Inlays bis zur Zementierung in einer feuchten Kammer ca. 1 Woche lang aufbewahrt. Diese bestand aus einer luftdichten Box, die einen feuchten Schwamm enthielt, auf dessen Oberseite die gesockelten Zähne aufgesteckt wurden. Im Vorversuch hatte sich gezeigt, dass die Unterfüllung, wenn sie vollständig mit 0,1 % Thymollösung bedeckt war, sich stark auflösen begann. Deshalb wurden die Kavitäten unter dem Binokular erneut kontrolliert. Spröde, rissige oder defekte Unterfüllungen wurden erneuert.

3.6.1. Unterfüllung

Dosierung:

2 Tropfen Flüssigkeit und 1 Löffel Pulver (glatt abgestrichen) wurden auf eine saubere, trockene Glasplatte gebracht. Das Pulver wurde jedesmal vor der Entnahme aufgeschüttelt.

Polyacrylsäurevorstrich:

Ein separater Tropfen Flüssigkeit wurde auf die Glasplatte gebracht. Dieser wurde mit einem üblichen Wattepellet aufgenommen und damit über die ganze Kavität verteilt. Nach ca. 5 sek. Benetzungsdauer wurde die Flüssigkeitsschicht mit Druckluft trockengeblasen.

Mischen:

Die Mischdauer betrug exakt 15 sek. und wurde mittels einer Stoppuhr kontrolliert.

Applikation:

Nach dem Mischen wurde das Material mit dem Zementspatel aufgenommen und mit einem feinen Kugelstopfer dünn, je approximal und okklusal, auf die Dentinböden- und Wände appliziert. Es wurde darauf geachtet, dass der Glasionomerzement bis an die Schmelz-Dentingrenze gezogen wurde. Nach zweieinhalb bis drei Minuten war der Liner abgebunden. Die Kavitäten wurden bis zur Weiterbearbeitung in der feuchten Kammer aufbewahrt.

3.6.2. Schmelzätzung

Bei allen 48 Kavitäten wurde der Schmelz mit 37 % phosphorsäurehaltigem Gel (i) 60 sek. lang geätzt. Dank der thixotropen Eigenschaft des Gels konnte der Schmelz exakt geätzt werden. Anschliessend wurden die Kavitäten 20 sek. mit dem Wasserspray ausgespült und mit Druckluft getrocknet.

3.6.3. Keramikätzung

Die Porzellankörper wurden 60 Sekunden lang mit einem Porzellanätzmittel (j) geätzt, danach mit Luft-Wasserspray 20 sek. abgespült und anschliessend mit dem Luftbläser getrocknet.

i) ESPE GmbH, D-8301 Seefeld

j) Conex, Denticon GmbH, Konstanz, BRD

3.7. Einsetzen der Keramikinlays

Zum Einsetzen der Porzellankörper wurden die Kavitäten in eine Zementierungsvorrichtung eingespannt (27).

Bei Zementierungsverfahren 1 diente Glasionomerzement als Befestigungsmaterial. Nachdem Inlay und Schmelz korrekt geätzt waren, wurden beide mit einem Polyacrylsäurevorstrich versehen. Dann wurde der Glasionomerzement mit einem Spatel in die Kavität eingebracht und das Inlay eingesetzt. Ueberschüsse wurden sofort mit einem Spatel grob entfernt. Während der 3 minütigen Abbindezeit wurde das Inlay mit Fingerdruck festgepresst. Vier Minuten nach Beginn des Mischens wurde mit dem Ausarbeiten begonnen. Nach Beendigung des Ausarbeitens wurden die Zähne mit Zahnlack (Protect Varnish, k) abgedeckt um den Befestigungszement während der Aufbewahrungszeit unter Wasser zu schützen. Der Zahnlack wurde kurz vor der Replikannahme mit einem flexiblen Disk feinsten Körnung (l) entfernt.

Bei Zementierungsverfahren 2, 5 und 6 "mit Licht" diente das Brillant Duplex Komposit als Befestigung. Es wurde 15 sek. lang gemischt, bis die Farbe uniform war. Nach dem Einsetzen des Inlays wurden die Ueberschüsse grob entfernt und die seitlich reflektierenden Leuchtkeile (m) mesial und distal in die Zementierungsvorrichtung eingeführt. Nun wurde wie folgt mit der Lichthärtung begonnen:

mesio-zervikal	30 sek.
disto-zervikal	30 sek.
je approximal buccal 30, lingual 30 sek.	120 sek.
je mesio und disto okklusal 30 sek.	<u>60 sek.</u>
	240 sek. = 4 Min.

Während der ganzen Härtingszeit wurde das Inlay von okklusal her mit Fingerdruck festgehalten. Nach 4 Minuten Lichthärtung wurde zusätzlich noch 1 Minute gewartet, bis mit dem Ausarbeiten begonnen wurde.

k) ESPE GmbH, D-8301 Seefeld

l) Sof-Lex Disk, 3M (Schweiz) AG, CH-8803 Rüschlikon

m) Hawe Luciwedges, Hawe-Neos Dental, CH-6925 Gentilino

Bei Zementierungsverfahren 3 und 4 "ohne Licht" wurde, was das Einsetzen, Ueberschussentfernen und Festhalten während der Härtingsphase des Zements Brillant Duplex betrifft, analog den Verfahren "mit Licht" vorgegangen. Es wurde jedoch speziell darauf geachtet, dass während des Abbindens des Zementes kein Licht hinzu kam. Dies wurde erreicht, in dem das Inlay mit einem lichtundurchlässigen dunklen Tuch abgedeckt wurde, jedoch ohne den okklusalen Druck auf den Insertionskörper zu verringern. Die Abbindezeit der chemischen Härtung des Zementes betrug 6 Minuten (23 °C).

3.8. Ausarbeiten

Bei allen Versuchszähnen wurde jeweils eine Minute nach dem Abbinden des Zementes mit dem Ausarbeiten begonnen. Die Grobausarbeitung erfolgte mit 40 µm und 15 µm Konturier- bzw. Finierdiamanten (n). Für die Hochglanzpolitur gelangte ein System flexibler Polierdisks zur Anwendung (1).

3.9. Schwelldruck und Temperaturwechselbelastung

Um das Festigkeits- und Verformungsverhalten der Probefüllungen unter möglichst mundähnlichen Belastungsverhältnissen in vitro zu ermitteln, wurde eine Maschine zur Erzeugung kaukraftbezogener Schwelldruckbelastungen verwendet. Diese belastete die Probefüllungen 500'000 mal über einen zentral aufliegenden Bolzen. Die mit einer Frequenz von 1,6 Hz applizierte Kraft weist einen sinusförmigen Verlauf mit Maximalwerten von 72,5 N auf. Gleichzeitig wird ein Thermocycling durchgeführt. Die Füllungen werden in Intervallen von vier Minuten 1250 mal von 8° auf 60° C erwärmt und wieder abgekühlt. Die genaue Funktionsweise der Apparatur ist anderweitig (37) beschrieben worden.

1) Sof-Lex/Pop-on Discs, 3M (Schweiz) AG, CH-8803 Rüschlikon

n) Composhape, Intensiv SA, CH-6900 Lugano

3.10. Replikationstechnik

Für die quantitative Randanalyse im REM wurden Abdrücke der Approximalkästen und Okklusalfächen mit President "light body" (o) ohne Löffel unmittelbar vor und nach der mechanisch/ thermischen Belastung genommen. Nach Abhärtung des Materials wurden die Abdrücke mit einer kondensationsvernetzenden Silikonmasse (Xantopren "regular body", p) in Polyvinylchlorid (PVC) Ringe montiert und anschliessend mit Epoxyharz (q) ausgegossen. Nach dem Montieren auf REM-Trägern wurden die Epoxyreplikas in einem Sputter (r) mit Gold bedampft (mittlere Schichtdicke ca. 200 Å°).

3.11. Quantitative REM Analyse

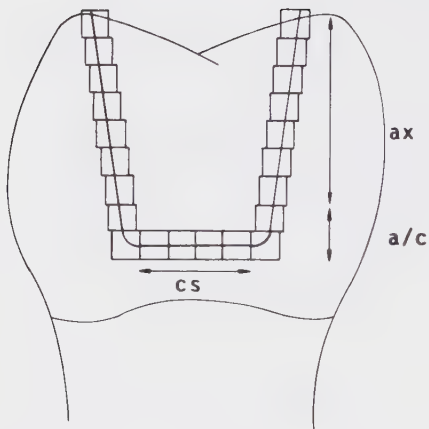
Die Analyse der Füllungsänder erfolgte gemäss der Zürcher Methode (56) anhand der Mikromorphologie im REM. Dabei wurde der gesamte Füllungsrand an der Phasengrenze Zementierungsmaterial/Zahnhartsubstanz bei 200-facher Vergrösserung in Einzelbilder zerlegt und nach den Kriterien "perfekter Rand" (PR), "Randspalt" (RS), "Schmelzrandfraktur" (SRF), "Ueberschuss" (Ue), "Unterschuss" (Us) und "Zementrandfraktur" (ZRF) beurteilt. Die proximalen und okklusalen Randbezirke wurden gemäss Abb. 3.11.1 in verschiedene Streckenabschnitte unterteilt. Mit dieser Wertung war es möglich, verschiedene Teilstrecken eines Füllungsrandes zu quantifizieren. Anhand einer Markierung auf den Versuchszähnen wurden die approximalen und okklusalen Randbezirke voneinander getrennt. Für die Berechnung der durchschnittlichen Randqualität über die totale Länge oder Teilstrecke, wurden die pro Wertungskriterium bestimmten Längenprozente aufaddiert und die Summe durch die Anzahl der gewerteten Strecken dividiert. Die Randanalyse wurde je einmal vor und nach dem Test durchgeführt.

o) Coltène AG, 9450 Altstätten

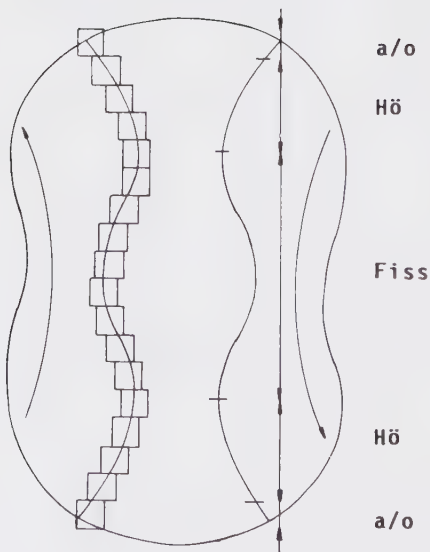
p) Bayer AG, D-5090 Leverkusen

q) Steycast 1292, Emerson + Cuning, B-2431 Westerlo-Oevel

r) Balzers SCD 030, Balzers Union AG, FL-9496 Balzers



ax = axial Fläche
a/c = axial/zervikal
cs = zervikale Stufe

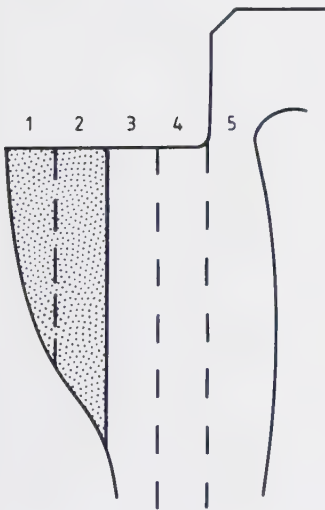


a/o = approximal/okklusal
Hö = Höckerbereich
Fiss = Fissurenbereich

Abb. 3.11.1. Quantitative Randanalyse im REM: Zerlegung des Füllungsrandes in Einzelbilder

3.12. Farbpenetrationstest

Nach der Durchführung der Schwelldruck- und Temperaturwechselbelastung und der darauf folgenden Replikation der Randbezirke wurden die Versuchszähne für den Farbpenetrationstest mit einer doppelten Schicht gefärbten Nagellackes abgedeckt und nur die proximalen Randbezirke freigelassen. Nach Trocknung der Lackabdeckung wurden die Zähne in ein Immersionsbad mit wässriger, 0,5 % basischer Fuchsinlösung für 20 Stunden eingelegt. Danach wurden die Molaren mesio-distal mittig durch die MOD-Füllungen mit einer langsam rotierenden Trennscheibe (s), unter Kühlung mit Kerosin, durchtrennt. Das Fuchsin ist in Kerosin unlöslich und wird deshalb während dem Schneiden nicht herausgelöst.



Grad	Definition
0	keine Penetration
1	Penetration bis zur Mitte des gingivo-approximalen Schmelz-rests
2	Penetration entlang des Schmelz-es bis zur Schmelz-Dentingrenze
3	Penetration bis in die Mitte der horizontalen Stufe des Approximalkastens
4	Penetration entlang der ganzen Breite der approximalen Kastenstufe
5	Penetration bis zur axialen pulpalen Wand oder ins Tubulussystem

s) Isomet Low Speed Saw 11-1180, Bühler Ltd., Evanston, 60204 Illinois, USA

3.13 Statistische Auswertung

Die Durchschnittswerte der Randqualitäten wurden bezogen auf den gesamten Randverlauf und getrennt nach okklusalen und approximalen Unterabschnitten gesichtet. Der zervikale Restaurationsrand erwies sich als der kritischste Bereich. Die statistische Auswertung wurde deshalb auf die Werte der Randqualität dieses Bereiches beschränkt.

Der Effekt der thermischen und mechanischen Belastung wurde mit Hilfe des Wilcoxon Rangtestes untersucht.

Die Auswirkung der Befestigungsverfahren sowie der Einfluss der zervikalen Randschrägung und der Versieglerapplikation in den Versuchsserien wurde mit einer doppelten Varianzanalyse berechnet. Die Unterschiede zwischen den Versuchsseriengruppierungen wurden mit einer einfachen Varianzanalyse und einem linearen Kontrasttest zwischen den Seriengruppen 1, 2, 3 und 4 ausgewertet.

4. RESULTATE

4.1 Randqualität der Restaurationsränder / Mikromorphologie

In den Abbildungen 4.1.1 und 4.1.2 sind die Durchschnittswerte der Randqualität der Versuchsrestaurationen bezogen auf den gesamten Randverlauf vor und nach thermischer und mechanischer Testbelastung dargestellt. Sie zeigen die Randqualitäten aller Versuchsfüllungen getrennt nach Befestigungsverfahren (Abb. 4.1.1) und Versuchsserien (Abb. 4.1.2). Wie Abb. 4.1.1 zeigt, erwies sich keines der Befestigungsverfahren als überlegen. Bei den Versuchsserien (Abb. 4.1.2) zeigten die Serien C und D sowie G und H bessere Werte nach der Testbelastung, als die übrigen Serien.

In den Tabellen 4.1.1 und 4.1.2 wurden die Okklusal- und Approximalflächen voneinander getrennt untersucht. Weder im approximalen noch okklusalen Bereich traten bei den Befestigungsverfahren relevante Unterschiede auf. Bei den Versuchsserien wiesen diejenigen Serien mit Versieglervorstrich (C und D, G und H) approximal und okklusal höhere prozentuale Anteile perfekten Randes auf. Eine Detailanalyse der proximalen Flächen allein stellen die Tabellen 4.1.3 und 4.1.4 dar. Bezogen auf den gesamten proximalen Rand zeigt sich bei den Befestigungsverfahren kein einheitlicher Trend. Die Versuchsserien C und D sowie G und H schneiden im Bereich der axial-zervikalen Ecke und an der zervikalen Stufe gegenüber den anderen besser ab (Tab. 4.1.4). An den axialen Kavitätenrändern weisen alle Serien etwa die gleichen Prozentwerte auf.

Tabelle 4.1.5 und 4.1.6 zeigen eine Analyse des okklusalen Reliefs. Grosse Unterschiede sind bei den Befestigungsverfahren weder in den Fissuren- und Höckerbereichen, noch an den axial/okklusalen Uebergängen zu erkennen. Die Serien C und D sowie G und H weisen bei den Versuchsserien bessere Randwerte auf.

Abb. 4.1.3 verdeutlicht die approximale Mikromorphologie. Am häufigsten wurden durch den Test Schmelzrandfrakturen verursacht (13,2 %). Randspalten (3,31 %) und Zementrandfrakturen (2 %) traten selten auf und verhielten sich ungefähr gleich. Die Tabellen 4.1.7 und 4.1.8 analysieren die Lokalisation der Schmelzrandfrakturen in den approximalen Randbezirken.

Zusätzlich wurde untersucht, ob zwischen den einzelnen Befestigungsverfahren und Versuchsserien einerseits und dem Auftreten von Schmelzrandfrakturen andererseits Beziehungen vorlagen. Bei den Befestigungsverfahren (Tab. 4.1.7) erwies sich keines dem anderen als überlegen. Schmelzrandfrakturen traten nach dem Test in allen proximalen Randbezirken auf.

Beim Vergleich der Randqualität zwischen den Versuchsserien erwiesen sich diejenigen mit Versieglervorstrich (C und D, G und H) den anderen als überlegen. Am deutlichsten war dies im Bereich der zervikalen Stufe und an den axialen/zervikalen Ecken festzustellen (Tab. 4.1.8).

Die doppelte Varianzanalyse der Randqualitätswerte im Bereich der zervikalen Stufe ergab keine Signifikanz ($p > 0,05$) zwischen den angewandten 6 verschiedenen Befestigungsverfahren, zeigte jedoch hochsignifikante ($p < 0,001$) Unterschiede zwischen den Versuchsserien und zwar jeweils vor und nach der thermomechanischen Belastung. Diese Unterschiede stellten sich in der Gegenüberstellung der Versuchsseriengruppen 1, 2, 3 und 4 nach dem Test eindeutig dar (Abb. 4.1.4). Die durchschnittliche Randqualität (Prozent perfekter Rand) war nach dem Test in Gruppe 2 mit rechtwinkligem (90°) zervikalem Rand und Versieglervorstrich auf dem Inlay und der Kavität mit 86 ± 11 % hochsignifikant ($p < 0,001$) besser, als in Gruppe 1 mit rechtwinkligem zervikalem Rand und ohne Versieglervorstrich auf Inlay und Kavität. Der Effekt des Versieglervorstriches auf die Randqualität zeigte sich auch, wenn die zervikalen Ränder der Kavität vor der Zementierung des Inlays zusätzlich geschrägt wurden. Gruppe 4 (92 ± 14 %) erwies sich gegenüber der Gruppe 3 (gleicher Rand, kein Versiegler) 77 ± 19 % statistisch signifikant ($p < 0,05$).

Der Einfluss des thermomechanischen Belastungstestes trat nur in den Versuchsgruppen 1 und 3 auf, bei denen ohne Versieglervorstrich gearbeitet wurde. In Gruppe 1 reduzierte sich die Füllungsrandqualität durch den Test von 60 ± 25 % auf 34 ± 28 %, in Gruppe 3 von 98 ± 4 % auf 77 ± 19 %. Der Unterschied zwischen diesen beiden Gruppen war nach dem thermomechanischen Belastungstest statistisch signifikant ($p < 0,01$). Zwischen Gruppe 2 und Gruppe 4 trat keine Signifikanz auf ($p > 0,05$).

4.2 Farbstoffpenetrationstest/Randdichtigkeit

Die mikromorphologischen Befunde wurden durch den Farbstoffpenetrationstest bestätigt (Abb. 4.2.1). Der Penetrationsgrad betrug in Gruppe 1 = $2,1 \pm 1,0$, in Gruppe 2 = $0,8 \pm 0,7$, in Gruppe 3 = $1,4 \pm 1,0$ sowie in Gruppe 4 = $0,6 \pm 1,0$.

BEFESTIGUNGSVERFAHREN

MARGINALE ADAPTATION : OKKLUSAL & APPROXIMAL

500 000 x 73 N 1,6 Hz
+1250 x 8° - 60°C



%

100

80

60

40

20

REM ANALYSE 200 x
PROZENT PERFEKTER RAND

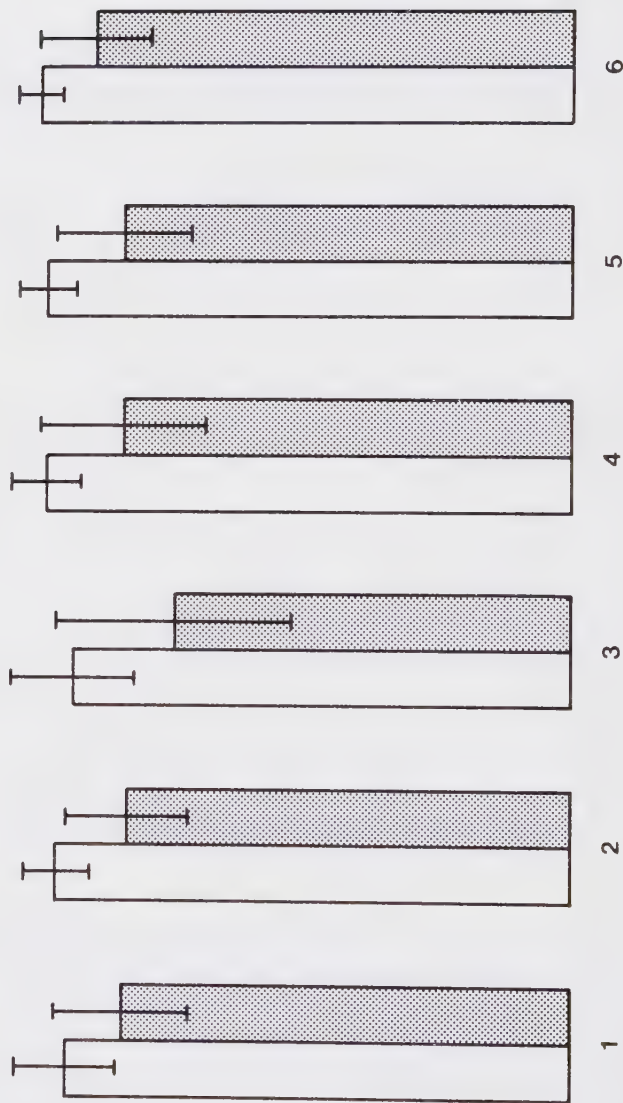


Abb. 4.1.1 Befestigungsverfahren ($\bar{x}$ + SD)

VERSUCHSSERIEN

MARGINALE ADAPTATION : OKKLUSAL & APPROXIMAL

500 000 x 73 N 1,6 Hz
+1250 x 8° - 60°C

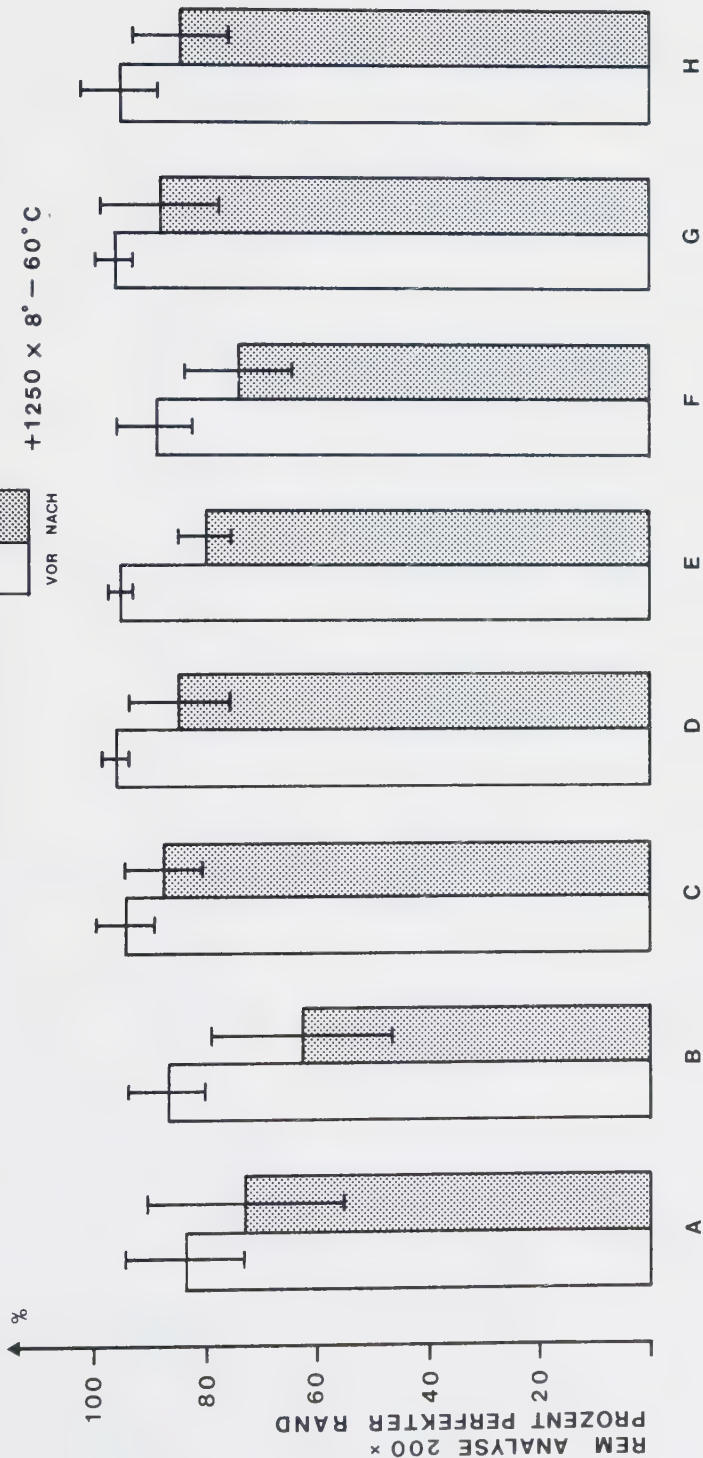


Abb. 4.1.2 Versuchsserien ($\bar{x} \pm SD$)

Tabelle 4.1.1 Befestigungsverfahren, Randqualität (% perfekter Rand; $\bar{x} \pm \underline{\hspace{0.5cm}} \pm \overline{\hspace{0.5cm}}$ SD)

APPROXIMAL

VERFAHREN	1	2	3	4	5	6
VOR BELASTUNG	89,0 $\pm$ 10,6 %	89,12 $\pm$ 8,73 %	86,8 $\pm$ 17,23 %	93,1 $\pm$ 9,1 %	92,5 $\pm$ 7,84 %	93,25 $\pm$ 11,27 %
NACH BELASTUNG	78,87 $\pm$ 9,64 %	75,75 $\pm$ 17,32 %	69,5 $\pm$ 20,29 %	77,12 $\pm$ 15,08 %	76,75 $\pm$ 14,97 %	83,5 $\pm$ 11,38 %

OKKLUSAL

VERFAHREN	1	2	3	4	5	6
VOR BELASTUNG	93,9 $\pm$ 7,9 %	97,0 $\pm$ 3,6 %	93,8 $\pm$ 4,6 %	97,0 $\pm$ 1,6 %	97,0 $\pm$ 5,7 %	92,9 $\pm$ 8,0 %
NACH BELASTUNG	74,0 $\pm$ 14,7 %	90,4 $\pm$ 6,0 %	78,8 $\pm$ 20,7 %	85,5 $\pm$ 13,4 %	85,3 $\pm$ 10,9 %	88,75 $\pm$ 72,5 %

Tabelle 4.1.2 Versuchserien, Randqualität (% perfekter Rand; $\bar{x} \pm SD$)

APPROXIMAL

VERSUCHSSERIEN	A	B	C	D	E	F	G	H
VOR BELASTUNG	78,8 $\pm$ 14,0 %	84,3 $\pm$ 11,9 %	92,00 $\pm$ 7,5 %	96,00 $\pm$ 4,51 %	96,4 $\pm$ 4,1 %	89,4 $\pm$ 10,4 %	98,3 $\pm$ 2,5 %	94,4 $\pm$ 10,5 %
NACH BELASTUNG	67,66 $\pm$ 17,18 %	58,00 $\pm$ 19,37 %	83,60 $\pm$ 19,42 %	83,66 $\pm$ 13,06 %	78,16 $\pm$ 8,9 %	73,50 $\pm$ 9,31 %	90,66 $\pm$ 6,9 %	83,33 $\pm$ 7,94 %

41

OKKLUSAL

VERSUCHSSERIEN	A	B	C	D	E	F	G	H
VOR BELASTUNG	95,2 $\pm$ 6,2 %	95,2 $\pm$ 6,7 %	98,5 $\pm$ 1,2 %	97,00 $\pm$ 3,57 %	97,3 $\pm$ 3,0 %	89,2 $\pm$ 5,8 %	94,3 $\pm$ 6,5 %	98,0 $\pm$ 1,7 %
NACH BELASTUNG	84,00 $\pm$ 22,2 %	74,5 $\pm$ 19,9 %	95,66 $\pm$ 3,61 %	89,16 $\pm$ 4,04 %	88,2 $\pm$ 3,9 %	76,3 $\pm$ 13,1 %	85,0 $\pm$ 16,9 %	87,8 $\pm$ 10,2 %

Tabelle 4.1.3 Befestigungsverfahren, Randqualität (% perfekter Rand; $\bar{x} \pm SD$) approximal

AXIAL

VERFAHREN	1	2	3	4	5	6
VOR BELASTUNG	87,25 $\pm$ 13,42 %	96,12 $\pm$ 6,12 %	90,75 $\pm$ 13,15 %	95,37 $\pm$ 4,95 %	97,00 $\pm$ 4,86 %	98,75 $\pm$ 1,58 %
NACH BELASTUNG	80,3 $\pm$ 14,0 %	82,25 $\pm$ 13,0 %	79,75 $\pm$ 15,0 %	83,87 $\pm$ 8,33 %	81,75 $\pm$ 16,96 %	78,75 $\pm$ 25,18 %

AXIAL / ZERVIKAL

VERFAHREN	1	2	3	4	5	6
VOR BELASTUNG	91,5 $\pm$ 6,84 %	81,37 $\pm$ 20,17 %	83,9 $\pm$ 25,8 %	83,9 $\pm$ 22,8 %	87,7 $\pm$ 19,6 %	91,75 $\pm$ 9,3 %
NACH BELASTUNG	76,5 $\pm$ 10,95 %	53,25 $\pm$ 29,61 %	55,87 $\pm$ 34,21 %	66,9 $\pm$ 24,3 %	66,62 $\pm$ 26,04 %	82,75 $\pm$ 14,41 %

ZERVIKALE STUFE

VERFAHREN	1	2	3	4	5	6
VOR BELASTUNG	91,4 $\pm$ 13,6 %	80,25 $\pm$ 30,9 %	87,25 $\pm$ 23,4 %	87,25 $\pm$ 25,6 %	88,9 $\pm$ 20,8 %	81,4 $\pm$ 19,44 %
NACH BELASTUNG	78,50 $\pm$ 16,07 %	68,75 $\pm$ 34,6 %	67,37 $\pm$ 33,23 %	67,00 $\pm$ 40,33 %	75,62 $\pm$ 34,38 %	73,75 $\pm$ 32,27 %

Tabelle 4.1.4 Versuchsserien, Randqualität (% perfekter Rand; $\bar{x} \pm \text{SD}$) approximal

AXIAL

VERSUCHSSERIEN	A	B	C	D	E	F	G	H
VOR BELASTUNG	86,33 $\pm$ 14,8 %	95,60 $\pm$ 6,5 %	92,83 $\pm$ 14,23 %	96,16 $\pm$ 4,21 %	98,5 $\pm$ 1,6 %	84,83 $\pm$ 10,55 %	97,5 $\pm$ 3,7 %	94,33 $\pm$ 11,00 %
NACH BELASTUNG	81,83 $\pm$ 15,7 %	77,6 $\pm$ 15,0 %	85,83 $\pm$ 13,61 %	77,33 $\pm$ 27,45 %	86,00 $\pm$ 9,8 %	67,00 $\pm$ 12,71 %	88,83 $\pm$ 10,3 %	86,50 $\pm$ 9,4 %

AXIAL / ZERVIKAL

VERSUCHSSERIEN	A	B	C	D	E	F	G	H
VOR BELASTUNG	63,8 $\pm$ 28,6 %	71,2 $\pm$ 23,9 %	91,83 $\pm$ 9,19 %	95,83 $\pm$ 4,35 %	92,0 $\pm$ 4,35 %	97,0 $\pm$ 5,9 %	99,0 $\pm$ 1,0 %	93,3 $\pm$ 16,3 %
NACH BELASTUNG	51,3 $\pm$ 34,4 %	40,2 $\pm$ 30,3 %	80,50 $\pm$ 15,99 %	79,5 $\pm$ 13,96 %	69,6 $\pm$ 8,8 %	79,2 $\pm$ 9,6 %	93,0 $\pm$ 5,13 %	89,6 $\pm$ 6,8 %

ZERVIKALE STUFE

VERSUCHSSERIEN	A	B	C	D	E	F	G	H
VOR BELASTUNG	56,0 $\pm$ 25,3 %	62,1 $\pm$ 27,0 %	95,33 $\pm$ 7,65 %	95,66 $\pm$ 7,44 %	98,0 $\pm$ 4,0 %	98,0 $\pm$ 4,27 %	100 $\pm$ 0 %	93,4 $\pm$ 16,4 %
NACH BELASTUNG	44,0 $\pm$ 24,2 %	18,2 $\pm$ 32,3 %	88,33 $\pm$ 8,54 %	85,5 $\pm$ 13,91 %	65,2 $\pm$ 13,8 %	70,5 $\pm$ 11,6 %	96,5 $\pm$ 3,7 %	89,33 $\pm$ 17,4 %

Tabelle 4.1.5 Befestigungsverfahren, Randqualität (% perfekter Rand; $\bar{x} \pm SD$) okklusal

UEBERGANG AXIAL / OKKLUSAL

VERFAHREN	1	2	3	4	5	6
VOR BELASTUNG	93,2 $\pm$ 12,6 %	100 $\pm$ 0 %	93,7 $\pm$ 6,6 %	94,7 $\pm$ 11,0 %	97,0 $\pm$ 4,8 %	93,25 $\pm$ 10,6 %
NACH BELASTUNG	82,5 $\pm$ 21,89 %	89,6 $\pm$ 5,7 %	87,25 $\pm$ 13,19 %	87,2 $\pm$ 11,2 %	90,5 $\pm$ 14,2 %	88,11 $\pm$ 14,05 %

FISSURENBEREICH

VERFAHREN	1	2	3	4	5	6
VOR BELASTUNG	92,75 $\pm$ 9,5 %	99,2 $\pm$ 2,1 %	93,7 $\pm$ 7,3 %	97,7 $\pm$ 3,8 %	93,75 $\pm$ 10,99 %	88,2 $\pm$ 13,5 %
NACH BELASTUNG	72,12 $\pm$ 19,44 %	90,37 $\pm$ 11,17 %	80,75 $\pm$ 23,53 %	87,37 $\pm$ 12,44 %	87,62 $\pm$ 13,41 %	86,0 $\pm$ 16,9 %

HOECKERBEREICH

VERFAHREN	1	2	3	4	5	6
VOR BELASTUNG	95,2 $\pm$ 5,6 %	95,2 $\pm$ 6,8 %	94,2 $\pm$ 6,2 %	96,7 $\pm$ 2,1 %	95,8 $\pm$ 5,7 %	96,25 $\pm$ 4,6 %
NACH BELASTUNG	79,37 $\pm$ 13,84 %	91,00 $\pm$ 11,00 %	85,4 $\pm$ 20,83 %	83,7 $\pm$ 14,6 %	85,6 $\pm$ 12,5 %	88,87 $\pm$ 10,7 %

Tabelle 4.1.6 Versuchsserien, Randqualität (% perfekter Rand; $\bar{x} \pm SD$) okklusal

UEBERGANG AXIAL / OKKLUSAL

VERSUCHSSERIEN	A	B	C	D	E	F	G	H
VOR BELASTUNG	100 $\pm$ 0 %	93,3 $\pm$ 7,4 %	96,83 $\pm$ 2,40 %	97,8 $\pm$ 0,47 %	98,6 $\pm$ 1,8 %	85,3 $\pm$ 11,1 %	94,2 $\pm$ 14,3 %	97,5 $\pm$ 6,1 %
NACH BELASTUNG	97,2 $\pm$ 6,9 %	81,5 $\pm$ 17,1 %	90,16 $\pm$ 10,02 %	91,4 $\pm$ 0,83 %	94,3 $\pm$ 6,2 %	73,6 $\pm$ 9,3 %	80,5 $\pm$ 23,9 %	89,0 $\pm$ 6,0 %

FISSURENBEREICH

VERSUCHSSERIEN	A	B	C	D	E	F	G	H
VOR BELASTUNG	94,5 $\pm$ 8,5 %	91,5 $\pm$ 13,5 %	93,71 $\pm$ 0,75 %	97,0 $\pm$ 4,38 %	97,0 $\pm$ 4,7 %	89,0 $\pm$ 4,7 %	92,6 $\pm$ 9,3 %	99,0 $\pm$ 1,0 %
NACH BELASTUNG	83,3 $\pm$ 27,9 %	78,2 $\pm$ 18,9 %	90,0 $\pm$ 4,38 %	86,83 $\pm$ 10,4 %	87,3 $\pm$ 6,5 %	75,7 $\pm$ 20,7 %	86,6 $\pm$ 18,6 %	88,3 $\pm$ 16,7 %

HOECKERBEREICH

VERSUCHSSERIEN	A	B	C	D	E	F	G	H
VOR BELASTUNG	95,6 $\pm$ 6,4 %	96,8 $\pm$ 3,7 %	95,0 $\pm$ 1,89 %	94,5 $\pm$ 1,22 %	96,8 $\pm$ 4,3 %	95,6 $\pm$ 4,5 %	95,4 $\pm$ 3,2 %	97,66 $\pm$ 3,5 %
NACH BELASTUNG	83,8 $\pm$ 23,8 %	84,3 $\pm$ 20,1 %	89,33 $\pm$ 7,33 %	87,00 $\pm$ 7,32 %	89,0 $\pm$ 6,8 %	77,0 $\pm$ 12,6 %	83,3 $\pm$ 17,5 %	86,5 $\pm$ 7,1 %

APPROXIMALE MIKROMORPHOLOGIE

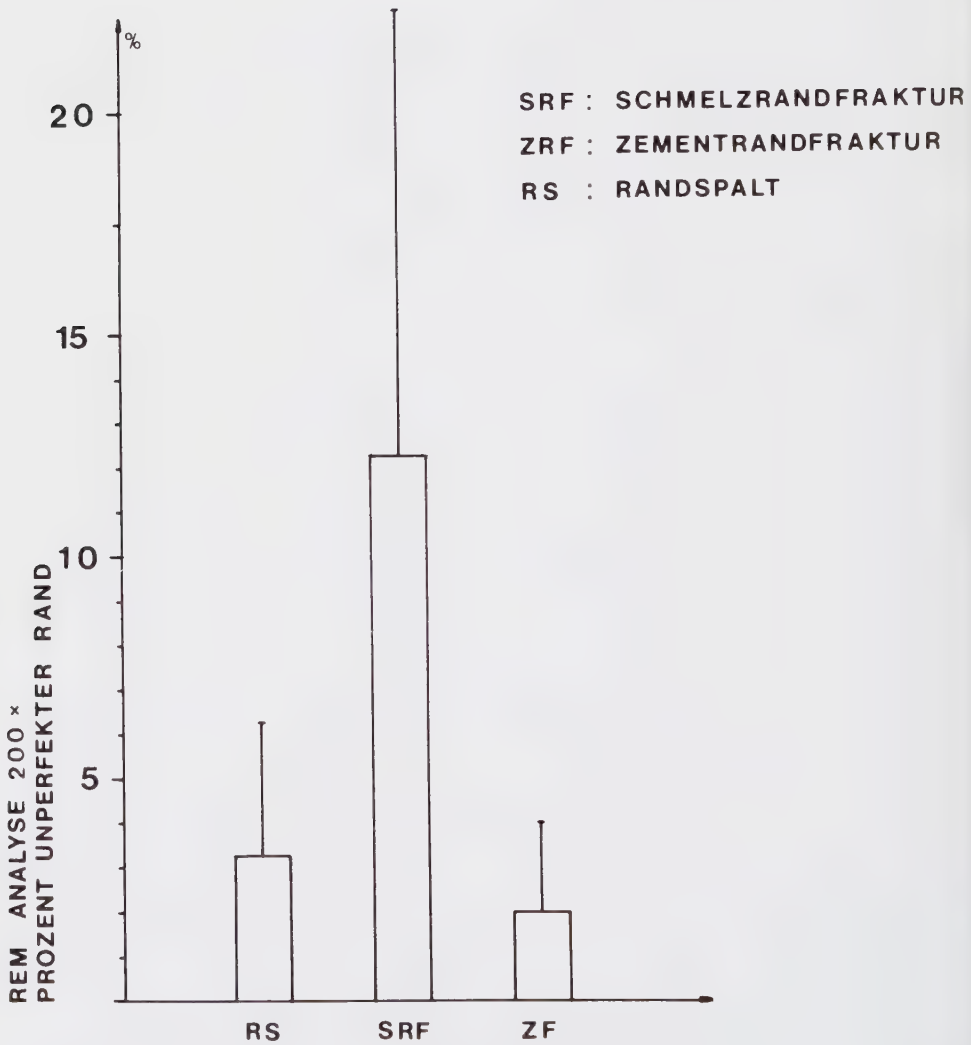


Abb. 4.1.3 Differenzwerte der prozentualen Randabschnitte von Schmelzrandfrakturen und Randspalten vor und nach der thermischen/mechanischen Belastung ($\bar{x} \pm SD$).

Tabelle 4.1.7 Befestigungsverfahren, Schmelzrandfrakturen pro Randabschnitt approximal ($\bar{x}$ + SD)

AXIAL

VERFAHREN	1	2	3	4	5	6
VOR BELASTUNG	2,11 + 3,8 %	7,62 + 2,21 %	7,25 + 11,82 %	9,9 + 2,6 %	1,4 + 2,2 %	2,12 + 4,1 %
NACH BELASTUNG	5,9 + 6,1 %	10,1 + 8,7 %	16,9 + 8,7 %	13,1 + 10,2 %	18,25 + 17,6 %	15,0 + 18,28 %

AXIAL / ZERVIKAL

VERFAHREN	1	2	3	4	5	6
VOR BELASTUNG	5,75 + 7,04 %	13,00 + 13,61 %	8,2 + 11,4 %	14,0 + 21,8 %	7,0 + 12,34 %	2,25 + 3,61 %
NACH BELASTUNG	11,1 + 9,2 %	41,3 + 23,9 %	33,1 + 23,2 %	29,62 + 21,9 %	26,87 + 24,10 %	27,12 + 19,0 %

ZERVIKALE STUFE

VERFAHREN	1	2	3	4	5	6
VOR BELASTUNG	3,5 + 4,9 %	18,3 + 31,3 %	2,8 + 6,1 %	9,75 + 18,98 %	9,7 + 18,9 %	8,11 + 14,3 %
NACH BELASTUNG	12,6 + 13,5 %	38,4 + 36,3 %	25,5 + 23,6 %	33,3 + 39,5 %	22,62 + 34,9 %	35,0 + 31,5 %

Tabelle 4.1.8 Versuchsserien, Schmelzrandfrakturen pro Randabschnitt approximal ($\bar{x}$ + SD)

AXIAL

VERSUCHSSERIEN	A	B	C	D	E	F	G	H
VOR BELASTUNG	9,7 $\pm$ 12,1 %	4,0 $\pm$ 6,33 %	6,00 $\pm$ 6,66 %	6,0 $\pm$ 1,67 %	1,5 $\pm$ 2,0 %	0,33 $\pm$ 0,8 %	0,33 $\pm$ 10,21 %	0,88 $\pm$ 1,3 %
NACH BELASTUNG	15,83 $\pm$ 15,61 %	19,8 $\pm$ 21,6 %	9,7 $\pm$ 3,4 %	11,4 $\pm$ 7,84 %	13,83 $\pm$ 10,5 %	14,30 $\pm$ 10,0 %	6,0 $\pm$ 6,22 %	9,0 $\pm$ 6,12 %

AXIAL / ZERVIKAL

VERSUCHSSERIEN	A	B	C	D	E	F	G	H
VOR BELASTUNG	27,83 $\pm$ 21,2 %	16,7 $\pm$ 11,5 %	2,0 $\pm$ 3,34 %	3,0 $\pm$ 4,38 %	5,8 $\pm$ 9,9 %	0,3 $\pm$ 0,8 %	0	0,2 $\pm$ 0,6 %
NACH BELASTUNG	37,5 $\pm$ 32,6 %	43,7 $\pm$ 23,5 %	7,66 $\pm$ 6,12 %	19,33 $\pm$ 13,88 %	28,0 $\pm$ 10,5 %	24,2 $\pm$ 10,5 %	8,2 $\pm$ 15,4 %	9,1 $\pm$ 11,5 %

48

ZERVIKALE STUFE

VERSUCHSSERIEN	A	B	C	D	E	F	G	H
VOR BELASTUNG	31,2 $\pm$ 27,2 %	32,2 $\pm$ 28,0 %	1,14 $\pm$ 1,8 %	1,4 $\pm$ 2,8 %	1,7 $\pm$ 4,0 %	0	0	0
NACH BELASTUNG	40,8 $\pm$ 23,8 %	73,3 $\pm$ 36,8 %	4,9 $\pm$ 3,9 %	5,6 $\pm$ 4,2 %	29,8 $\pm$ 17,0 %	27,0 $\pm$ 16,9 %	1,5 $\pm$ 3,6 %	2,8 $\pm$ 3,8 %

GINGIVO – APPROXIMALE ADAPTATION DER MOD CEREC – INLAYS

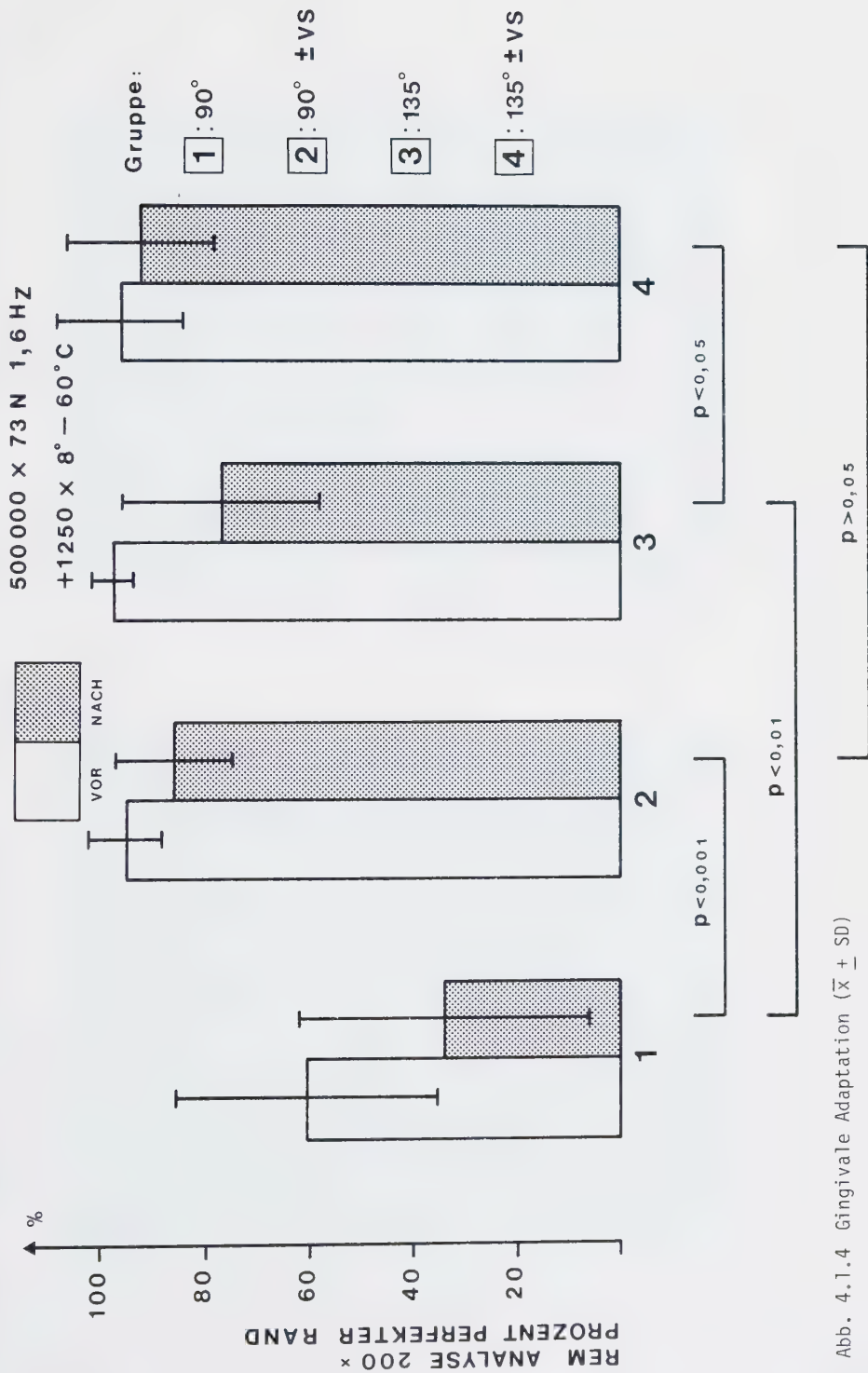
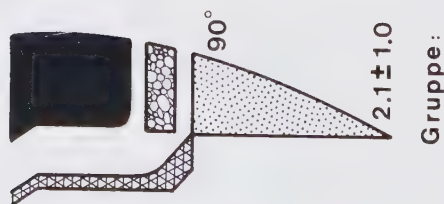


Abb. 4.1.4 Gingivale Adaptation ($\bar{x}$ + SD)

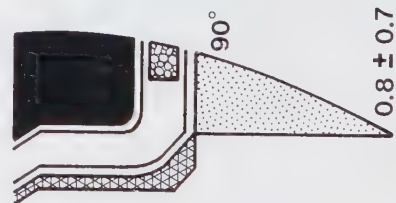
FARBPENETRATION

NACH: 500 000 x 73 N 1,6 Hz
+1250 x 8° - 60°C



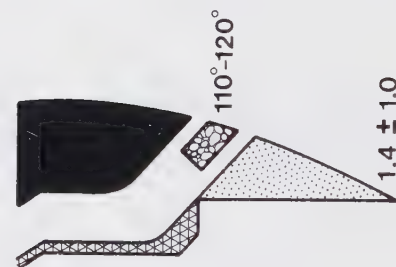
Gruppe:

1



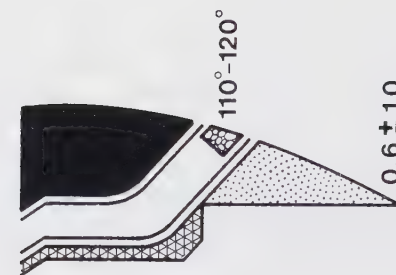
Gruppe:

2



Gruppe:

3



Gruppe:

4

Abb. 4.2.1 Farbpenetration ($\bar{x} \pm SD$)



Abb. 4.1.5 Perfekte marginale Adaptation der zervikalen Stufe vor dem Test (Vergr. 195x)



Abb. 4.1.6 Perfekte marginale Adaptation der zervikalen Stufe nach dem Test (Vergr. 203x)

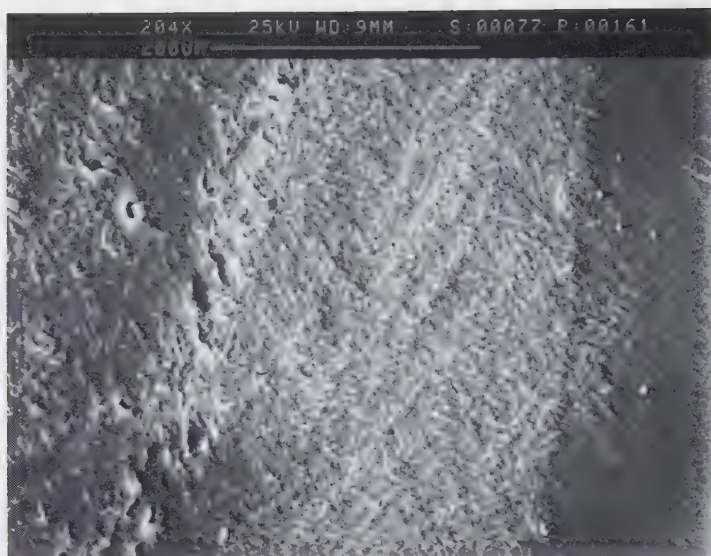


Abb. 4.1.7 Perfekte marginale Adaptation der axialen Wand vor dem Test (Vergr. 204x)

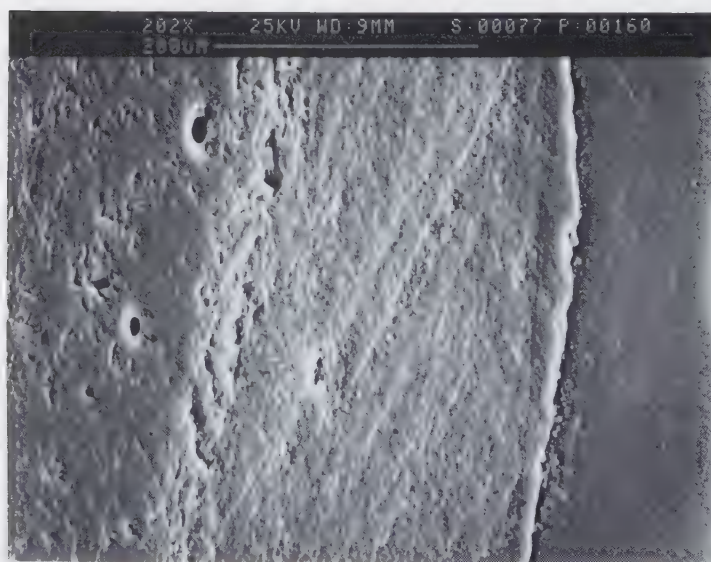


Abb. 4.1.8 Schmelzrandfrakturen nach dem Test (Vergr. 202x)



Abb. 4.1.9 Perfekte marginale Adaptation des Glasionomerzementes (axiale Wand) vor dem Test (Vergr. 210x)



Abb. 4.1.10 Typische Strukturveränderung des Glasionomerzementes durch den Test und eine Schmelzrandfraktur in der oberen Hälfte der Aufnahme (Vergr. 204 x)

5. DISKUSSION

Die vorliegende Laboruntersuchung analysiert die bei der Befestigung von maschinell hergestellten Keramikfüllkörpern erreichte Randqualität und deren Beständigkeit bei einer kombinierten thermisch-mechanischen Belastung. Ausgangspunkt war die in einer früheren Studie erreichte hohe Randqualität bei der Zementierung solcher Keramikinlays mit Kompositmaterial (80). In jener Studie wurde aber lediglich eine thermische Belastung durchgeführt. Für die Beurteilung der Dauerhaftigkeit des Verbundes zwischen geätzter Keramik, Befestigungskomposit und geätztem Schmelz bei okklusionstragenden Klasse II MOD Restaurationen ist der Einfluss der Kaukräfte wesentlich.

Als Kontrolle wurde das Befestigungsverfahren 1 mit Hilfe von Glasionomerzement durchgeführt. Die erreichte Randqualität ist vor (90 % perfekter Rand) und nach dem Test (80 %) recht gut, wenn man sie mit den im vorangehenden Versuch mit Phosphatzement (vor 11 %, nach 3 %) erhaltenen Werten vergleicht (80).

Bei der Befestigung der Keramikinlays mit Hilfe von Kompositmaterial soll die Kombination eines licht- und chemischreagiblen Katalysatorsystems, ideale Bedingungen für die Polymerisation in allen Grenzbereichen gewährleisten. Das kombinierte Katalysatorsystem stellt sicher, dass einerseits die kritische Randzone direkt und vollständig lichtgehärtet wird und andererseits lichtferne Bezirke chemisch aushärten. In den Befestigungsverfahren 2, 5 und 6 wurde dementsprechend vorgegangen und es wurden lediglich Variationen in Bezug auf die Unterfüllung vorgenommen. Die Randqualität verhielt sich unabhängig davon ob eine Unterfüllung fehlte (Verfahren 2) oder eine Unterfüllung am Glasionomerzement vorhanden war (Verfahren 5 und 6). Die Randqualität blieb auch unbeeinflusst davon, ob die Glasionomerzementunterfüllung 60 sek. mit Phosphorsäure (35 %) geätzt wurde (Verfahren 6) oder nicht.

Die Aetzung des Glasionomerzementes bietet die Möglichkeit eines adhäsiven Verbundes zwischen der Unterfüllung und dem Befestigungskomposit. Diese Haftung liegt im Bereich der Haftkräfte, die auch zwischen Glasionomerzement und Dentin auftreten (3 MPa). Das Befestigungskomposit ist seinerseits mikrorretentiv im Aetzmuster der Keramikinlays mit hohen Haftkräften verankert (20 MPa, 12). Falls diese Haftmechanismen im Befestigungsverfahren 6 erreicht wurden, so haben sie die Randqualität nicht beeinflusst.

In den Befestigungsverfahren 3 und 4 wurde durch Ausschluss von Licht während der Reaktionszeit des chemischen Polymerisationssystems die Zuverlässigkeit der chemischen Härtungskomponente untersucht. Die Randqualität der Keramikinlays unterschied sich nicht nennenswert von derjenigen der übrigen Verfahren, wenn nur die chemische Härtungskomponente zum Zuge kam. Dies war auch unabhängig davon, ob die Glasionomerzementunterfüllung geätzt wurde oder nicht. Dieses Resultat bestätigt das Funktionieren des kombinierten Härtungssystems, welches die Vorteile der Oberflächenhärtung mit Licht (geringe O_2 - Inhibition, sofortige Ausarbeitbarkeit) mit dem Vorteil der sicheren chemischen Aushärtung im tiefen Kavitätenbereichen bietet. Die fehlende Differenzierung zwischen der Randqualität an der zervikalen Stufe bei chemischer Härtung einerseits und Lichthärtung mit seitlich reflektierenden Leuchtheilen andererseits deutet darauf hin, dass das unterschiedliche Schrumpfungsverhalten von licht- bzw. chemischhärtendem Komposit bei der Zementierung der Keramikinlays unter den Bedingungen dieser Untersuchung keine Rolle spielte.

Die zur Zeit der Durchführung der Versuche noch relativ grobe Ausarbeitung der Keramikinlays mit einem Prototyp des CEREC-Systems führte zu einer Fugenbildung zwischen Inlay und Zahn im Bereich von 0 bis 250 μm . Randbezirke mit sehr dünnen Kompositschichten, in denen die nur chemische Polymerisation durch die geringe Materialmasse unter Umständen gefährdet sein kann, traten praktisch nicht auf. Zudem dürfte die unter in vitro Bedingungen ausgeprägte Politur der Versuchszähne ebenfalls zu einer Nivellierung polymerisationsbedingter Unterschiede in der Randqualität beigetragen haben. Die O_2 - Polymerisationshemmzonen lagen praktisch immer im Bereich des Zementierungsüberschusses und haben somit keinen Einfluss auf die Randqualität ausgeübt. Der Vorteil der Lichthärtung besteht jedoch darin, dass mit dem sofortigen Ausarbeiten der Restauration begonnen werden kann (93).

Zur Analyse der Mikromorphologie der Randfehler wurde die Randqualität gemäss Abb. 3.11.1 in verschiedenen Bereichen gesondert betrachtet. Im okklusalen Bereich wurden die Teilstrecken Fissurenbereich, Höckerbereich und axialer/okklusaler Uebergang gebildet. Wie aus dem Zahlenmaterial hervorgeht (Tab. 4.1.5 und 4.1.6) weisen alle Bereiche ungefähr die gleiche Randqualität auf. In anderen Untersuchungen an Inlays und Teilkronen aus Metall wurden beim Uebergang von okkusal in den approximalen Bereich besonders häufig Schmelzaussprengungen sowie aufgebogene Füllungsråder beobachtet (22). Als Grund wurde vor allem eine zu winklige Präparation verantwortlich gemacht. Bei Keramikinlays wurden an den gleichen Stellen keine vermehrten mikromorphologischen Mängel beobachtet. Offenbar war die Ausarbeitung der Keramikinlays mittels Konturier- und Finierdiamanten in diesen Bereichen sehr schonungsvoll (43).

Abb. 4.1.4 zeigt die gingivo-approximale Randsituation. In Gruppe 1 wurde die gingivale Stufe rechtwinklig präpariert. In Gruppe 2 erfolgte ein zusätzlicher Versieglervorstrich in der Kavität und auf dem Inlay. Durch diese Massnahme allein konnte ein hochsignifikante ($p < 0,001$) bessere marginale Adaptation erreicht werden. Bei Gruppe 3 wurde eine Schrägung der gingivalen Stufe durchgeführt. Gruppe 4 wurde analog zu Gruppe 2 mit einem Versieglervorstrich in der Kavität und auf dem Inlay versehen. Gegenüber Gruppe 3 erwiesen sich die Randwerte dieser Kavitäten als statistisch signifikant ($p < 0,05$). Aus diesen Resultaten darf geschlossen werden, dass ein Versieglervorstrich für das Einzementieren von direkt hergestellten Keramikinlays von Vorteil ist (8,25,46,53,55,56,60).

Wie Gruppe 2 gegenüber Gruppe 4 zeigt, spielt die Präparation der gingivalen Stufe keine Rolle ($p > 0,05$). Der Grund für die hohe Randqualität beider Gruppen dürfte nur durch eine schonungsvolle, frakturfreie Präparation erreicht worden sein (89). Dazu ist die Präparation eines scharf geschnittenen Randes notwendig, der möglichst frei von herausgelösten und gelockerten Schmelzprismen sein sollte (7,89). Dies ist mit Diamant-Finierer von 15 - und 40 μm Körnung möglich. Wie kürzlich gezeigt wurde, lässt sich auch die gleiche Schmelzqualität durch die einzeitige Verwendung eines 25 μm Finierdiamanten erreichen (89). Eine atraumatische Präparationstechnik mittels eines Mikromotors (bis max. 120'000 U/min) ist bei der Kavitätenfinierung der Qualität der marginalen Adaptation zusätzlich förderlich (89). Die mikromorphologischen Befunde wurden durch den Farbpenetrations-test bestätigt.

Ein in der Literatur oft erwähnter Nachteil der Keramik ist deren Sprödigkeit (38,68). Keramische Materialien besitzen eine charakteristische, kristalline elastische Deformation von 0,1 %. Hohe Stresskonzentrationen führen zu Mikro- und Makrofrakturen, weil keramische Materialien keinen plastischen Fluss besitzen (38,72). Dentalporzellan weist gegenüber Komposit eine rund zehnmal grössere Härte auf und einen ca. viermal grösseren Elastizitätsmodul (2). Der adhäsive Verbund zwischen Keramik, Komposit und Zahnschmelz kann als Sandwichkonstruktion betrachtet werden, bei der ein relativ starrer Körper aus Keramik mittels eines Komposits, das weicher und elastischer ist, aber eine ähnlich hohe Druckfestigkeit aufweist, in die Zahnkavität eingesetzt wird. Da kein Inlay während der Dauerbelastung frakturierte, darf man annehmen, dass das Befestigungskomposit als Stressverteiler diente und das Keramikinlay in der Kavität zu schienen vermochte. Zusätzlich wird das adhäsive Verbundsystem durch die Ähnlichkeit der physikalischen und thermischen Eigenschaften der Zahnhartsubstanz und der Keramik begünstigt (2,32,33,38,68,72).

5.1. Gesamtbeurteilung

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigten, dass die adhäsive Befestigung maschinell hergestellter Porzellaninlays zu einer hohen Randqualität führte. Dies war besonders der Fall, wenn die geätzten Schmelzränder und die geätzten Keramikinlays mit einem Versieglervorstrich benetzt wurden. Die in diesem frühen Entwicklungsstadium der CEREC-Einheit noch vorhandenen Variationen der Randspaltbreite zwischen Null und 250 µm wurden vom Zementierungsmaterial, einem Hybridkomposit mit hohem Füllergehalt (75 Gew %) in hohem Masse perfekt und beständig überbrückt. Im Bereich der zervikalen Stufe erwies sich die Schrägung des Schmelzrandes zur Prävention von Schmelzrandfrakturen gegenüber der rechtwinkligen Präparation nicht überlegen. Viel wichtiger ist eine schonungsvolle, frakturefreie Präparation. Unter diesen Voraussetzungen blieb die erreichte hohe Randqualität auch nach der mechanischen und thermischen Belastung praktisch unverändert. Beim klinischen Einsetzen maschinell hergestellter Keramikinlays ist die Anwendung eines Versieglervorstriches unumgänglich.

6. ZUSAMMENFASSUNG

48 MOD Kavitäten wurden in extrahierte menschliche Oberkiefer- und Unterkiefermolaren präpariert. Mit dem CEREC-Rekonstruktionssystem wurden die Kavitäten optisch vermessen und die entsprechenden Füllungskörper hergestellt. Die Keramikinlays wurden nach sechs verschiedenen Befestigungsverfahren unter Benützung eines kombiniert licht- und chemischhärtenden Kompositzementes eingesetzt. Die Randqualität unterschied sich nicht signifikant ($p > 0,05$), wenn bestimmungsgemäss zuerst mit Licht gehärtet wurde oder wenn der Zement unter Ausschluss von Licht nur chemisch aushärtete. Die Randqualität wurde nicht davon beeinflusst ob eine Unterfüllung (Glas-ionomerzement) vorhanden war oder nicht. Eine Aetzung der Glasionomerzementunterfüllung wirkte sich nicht auf die Randqualität aus.

Eine Analyse der gingivo-approximalen Stufe nach dem Test zeigte, dass Kavitäten mit einem Versieglervorstrich (Gruppe 2, 86 ± 11 % und Gruppe 4, 92 ± 14 %) solchen ohne Versieglervorstrich (Gruppe 1, 34 ± 28 % und Gruppe 3, 77 ± 19 %) überlegen waren. Das Weglassen der Versieglerapplikation führte zu einer signifikanten ($p < 0,05$) Qualitätsverminderung. Eine Schrägung der gingivalen Stufe erwies sich gegenüber den rechtwinklig präparierten zervikalen Ränder als nicht signifikant ($p > 0,05$). Die mikromorphologischen Befunde wurden im Farbpenetrationstest bestätigt (Penetrationsgrad Gruppe 1 = $2,1 \pm 1,0$; Gruppe 2 = $0,8 \pm 0,7$; Gruppe 3 = $1,4 \pm 1,0$; Gruppe 4 = $0,6 \pm 1,0$). Der adhäsive Verbund Porzellan-Komposit-Zahnschmelz erwies sich als belastbar und dicht.

7. SUMMARY

The purpose of this study was to evaluate the margin adaptation of machined porcelain inlays after thermocycling and occlusal fatigue stress. 48 MOD inlay cavities were prepared in extracted human molars with 90° and 135° cavo-surface angles (csa) respectively at the gingival proximal margins. The cavity margins were etched and a simultaneously light- and chemically curing luting composite was used to insert the porcelain inlays. Bonding agent was applied to 12 cavities with 90° csa and 135° csa prior to seating the inlays (2 and 4). 12 cavities with 90° csa (1) and 12 cavities with 135° csa (3) received no bonding agent application. 16 inlays were cemented in a black box thus excluding the visible light curing component and relying on the chemical curing system only.

The micromorphology of the restoration/tooth interface of the gingival margins of all restorations was analyzed before and after a combined fatigue test (500'000 cycles, 72.5 N, 1.6 Hz) plus thermocycling (1250 cycles, 8°-60° C) using a replica technique and the SEM.

The percentages of "Excellent Margin" after combined occlusal and thermal stress were 34 % (1), 86 % (2), 77 % (3) and 92 % (4). Two way ANOVA and linear contrast tests showed significant differences (1 vs.2: $p < 0,001$; 3 vs.4 $p < 0,05$. between the 4 groups. No significant ($p > 0,05$) difference was found between group 2 (90° csa) and group 4 (135° csa), showing that the preparation angle of the gingival margin wasn't the determining factor of the micromorphological findings. These results have been confirmed by the dye penetration test.

No significant ($p > 0,05$) differences of "Excellent Margin" were also detected between inlays cemented using the combined curing system vs. the combined curing system with the light excluded.

A most durable and consistently high quality of marginal adaptation was achieved in the group using bonding agent application prior to the seating of the porcelain inlays with the aid of luting composite. For a better quality of the gingival proximal margin, a careful preparation with diamond finishing burs and a micromotor driven hand piece at a maximum rotation of 120'000 rpm is recommended.

8. RESUME

L'objectif de cette étude est d'évaluer l'adaptation marginale des inlays en porcelaine fabriqués à la machine après une mise à l'épreuve thermique et mécanique. 48 inlays MOD ont été préparés dans des molaires extraites, avec un angle de 90° et 135° sur le bord approximal. Les bords de la cavité ont été mordancés et, simultanément, les inlays en porcelaine ont été insérés avec un composite durcissant chimiquement et à la lumière. Un vernis adhésif a été appliqué sur 12 cavités avec un angle de 90° et 135° sur le bord approximal avant de poser les inlays (groupe 2 et 4). 12 cavités avec un angle de 90° (groupe 1) et 12 cavités avec un angle de 135° (groupe 3) n'ont pas eu d'application de vernis.

16 inlays ont durci seulement chimiquement dans une boîte noire, sans source de lumière visible.

La micromorphologie de la phase intermédiaire restauration/dent du bord gingival de toutes les restaurations a été analysée avant et après la mise à l'épreuve mécanique (500'000 cycles, 72.5 N, 1.6 Hz) et thermique (1250 cycles, 8-60° C) en utilisant une technique de reproduction et le microscope électronique à balayage.

Les pourcentages d'adaptation marginale parfaite, après le test mécanique et thermique, étaient de 34 % (groupe 1), 86 % (groupe 2), 77 % (groupe 3) et de 92 % (groupe 4). L'analyse ANOVA et les tests linéaires de contrastes ont montré des différences significatives (1 vs.2: $p < 0.001$; 3 vs.4: $p < 0,05$; entre les 4 groupes. Aucune différence significative ($p > 0,05$) n'a été trouvée entre le groupe 2 (90°) et le groupe 4 (135°), indiquant que l'angle de préparation du bord gingival n'était pas le facteur déterminant des résultats micromorphologiques. Les résultats ont été confirmés par le test de pénétration.

Aucune différence significative ($p > 0,05$) de l'adaptation marginale parfaite n'a été constatée entre les inlays cimentés utilisant le système durcissant combiné par rapport au système durcissant combiné sans source de lumière.

Une qualité durable et résistante de l'adaptation marginale a été obtenue dans le groupe utilisant le vernis avant de mettre les inlays en porcelaine avec l'aide du composite. Pour obtenir une meilleure qualité du bord marginal, une préparation avec une fraise diamantée et un micromoteur à une vitesse maximale de 120'000 t/min est recommandé.

9. LITERATURVERZEICHNIS

1. Abou-Tabl, Z.M., Tidy, D.C. and Combe, E.C.: Radioopacity of composite restorative materials. *Br Dent J* 147, 187-188, 1979.
2. Adair, P.J. and Grossman, D.G.: The castable ceramic crown. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2, 33-45, 1984.
3. Ameye, C.: Vergleichende in vivo- und in vitro-Untersuchungen von verschiedenen aufgebauten Kompositkonstruktionen. *Med. Diss. Tübingen*, 1982.
4. Asmussen, E.: Marginal adaption of restorative resins in acid etched cavities. *Acta Odontol Scand* 35, 125-133, 1977.
5. Bausch, J.R., DeLange, C. and Davidson, C.L.: The influence of temperature on some physical properties of dental composites. *J Oral Rehabil* 8, 309-317, 1981.
6. Bowen, R.L.: Development of a silica-resin direct filling material. Report 6333. National Bureau of Standards, Washington, 1958.
7. Boyde, A.: Anatomical considerations relating to tooth preparation. In: *Posterior composite resin dental restorative materials*, eds. Vanherle and Smith, Szulc Publ., Amsterdam, pp 377-403, 1985.
8. Brännström, M., Torstenson, B. and Nordenvall, K.J.: The initial gap around large composite restorations in vitro: the effect of etching enamel walls. *J Dent Res* 63, 681-684, 1984.
9. Brauer, G.M.: The desirability of using radioopaque plastic in dentistry: a status report. *J Am Dent Assoc* 102, 347-349, 1981.

10. Buonocore, M.G.: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34, 849-853, 1955.
11. Calamia, J.R.: Etched porcelain veneers: the current state of the art. *Quintessence Int* 16, 5-12, 1985.
12. Calamia, J.R. and Simonson, R.J.: Effect of coupling agents on bond strength of etched porcelain. *J Dent Res* 63, 179 (Abstr 79), 1984.
13. Calamia, J.R., Vaidyanathan, J., Calamia, S. and Hamburg, M.: Shear bond strength between acid etched Dicor and composite resin. *J Dent Res* 65, 828 (Abstr. 925), 1986.
14. Castagnola, L., Wirz, J. und Garberoglio, R.: Polierbarkeit von Kompositfüllungen. *Schweiz Monatsschr Zahnheilk* 89, 51-57, 1979.
15. Chandler, H.H., Bowen, R.L., Paffenbarger, G.C. and Mullineaux, A.L.: Clinical investigation of a radioopaque composite restorative material. *J Am Dent Assoc* 81, 935-940, 1979.
16. Combe, E.C.: Studies on radio-opaque dental materials. *Dent Pract* 22, 51-54, 1971.
17. Craig R.G.: Restorative dental materials. Mosby, St. Louis p.48, 1985
18. Davidson, C.L.: Komposite-Materialien im Seitenzahnbereich. *Z Stomatol* 81, 429-434, 1984.
19. Davidson, C.L.: Conflicting interests with posterior use of composite materials. In: Posterior composite resin dental restorative materials, eds. Vanherle and Smith, Szulc Publ. Amsterdam, pp. 61-65, 1985.

20. Davidson, C.L., Duysters, P.P.E., DeLange, C. and Bausch, J.R.:
Structural changes in composite surface material after dry polishing.
J Oral Rehabil 8, 431-439, 1981.
21. DeLange, K. and Davidson, C.L.: Current status of posterior composite resins in Europe. In: Posterior composite resin dental restorative materials, eds. Vanherle and Smith, Szulc Publ. Amsterdam, pp. 173-184, 1985.
22. Diedrich, P. und Erpenstein, H.: Rasterelektronenoptische Randspaltanalyse von in vivo eingegliederten Stufenkronen und Inlays. Schweiz Maschr Zahnmed 95, 575-586, 1985.
23. Eifinger, F.F. und Wilhelms, K.-G.: Möglichkeiten der Oberflächenbearbeitung von Komposite-Füllungen. Quintessenz 35, 1289-1299, 1984.
24. Eriksen, H.M. and Buonocore, M.G.: Marginal leakage with different composite restorative materials. J Am Dent Assoc 93, 1143-1148, 1976.
25. Forsten, L.: Marginal leakage and consistency of composites. Rev Belge Med Dent 34, 17-36, 1979.
26. Forsten, L., Kuusisto, E., Ruokolainen, R. and Udd, B.: Marginal leakage in vitro of composite fillings in posterior human teeth. Proc Finn Dent Soc 78, 155-158, 1982.
27. Füllemann, J.: Komposit-Inlay: Entwicklung und in-vitro Testung eines neuen, direkten Herstellungsverfahrens. Med. Diss. Zürich, 1986.
28. Geppert, W. and Roulet, J.F.: In vitro marginal integrity of MOD Dicor inlays luted with adhesive techniques. J Dent Res 65, 731 (Abstr 48), 1986.

29. Goldmann, M. Polymerization shrinkage of resin-based restorative materials. Aust Dent J 28, 156-161, 1983.
30. Gudbrand, Q. and Jorgensen, K.D.: Effect of bevelling on the occurrence of fractures in the enamel surrounding composite resin. J Oral Rehabil 4, 305-309, 1977.
31. Hirsbrunner, E.O.: Die Beeinflussung der marginalen Adaptation durch Dentinadhäsive. Eine quantitative in vitro Studie. Med. Diss. Zürich, 1985.
32. Hobo, S. and Iwata, T.: Castable apatite ceramics as a new biocompatible restorative material. I. Theoretical considerations. Quintessence Int 16, 135-141, 1985.
33. Hobo, S. and Iwata, T.: Castable apatite ceramics as a new biocompatible restorative material. II. Fabrication of the restoration. Quintessence Int 16, 207-216, 1985.
34. Horn, H.R.: Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. Dent Clin North Am 27, 671-684, 1983.
35. James, D.F.: An esthetic inlay technique for posterior teeth. Quintessence Int 14, 1-7, 1983.
36. James, D.F.: Zahnfarbene Inlays mit der SR-Isosit Inlay/Onlay Technik. Quintessenz 37, 1665- 1671, 1986
37. Jaeger, U.: In-vitro-Verschleissfestigkeitsmessungen an MOD-Kompositfüllungen nach kaukraftbezogenen Schwelldruckbelastungen. Med. Diss. Zürich, 1984.
38. Jones, D.W.: Ceramics and glass as restorative materials. In: Biocompatibility of dental materials, vol. 4, CRC Press, Boca Raton, pp 79-122, 1982.

39. Jorgensen, K.D., Asmussen, E. and Shimokobe, H.: Enamel damages caused by contracting restorative resins. Scand J Dent Res 83, 120-122, 1985.
40. Kanter, J., Koski, R.E. and Gough, J.E.: Evaluation of insertion methods for composite resin restorations. J Prosthet Dent 41, 45-50, 1979.
41. Kollmannsperger, P.: Druckfestigkeit, Bruchstauchung und Elastizitätsmodul von Füllungskunststoffen in Abhängigkeit von kaukraftbezogenen Schwellendruckbelastungen. Dtsch Zahnärztl Z 35, 939-941, 1980.
42. Krejci, I.: Optimierung der marginalen Adaptation approximaler Randbezirke von lichtgehärteten MOD-Kompositrestaurationen in vitro. Med. Diss. Zürich, 1986.
43. Krejci, I. und Lutz, F.: Kompositfüllungen - das Einmaleins des Ausarbeitens. Schweiz Monatsschr Zahnmed 94, 1015-1028, 1984.
44. Krejci, I., Lutz F., Lüscher, B. und Mafioli, E.: Optimierung der marginalen Adaption von Seitenzahnkompositfüllungen durch seitlich reflektierende Leutkeile. Swiss Dent 7 (3), 47-52, 1986.
45. Krejci, I., Sparr D. and Lutz F.: A three-sided lighth curing technique for conventional Class II composite resin restorations. Quintessence Int 18, 125-131, 1987.
46. Kull, M.: Die Entwicklung eines Seitenzahnkomposit-Systems, in-vitro Versuche. Med. Diss. Zürich, 1980.
47. Kullmann, W.: Die Oberflächenbeschaffenheit sog. Hybrid-Komposite. Dtsch Zahnärztl Z 40, 915-921, 1985.

48. Kullmann, W.: Hybrid- und Mikropartikel-Komposit im klinischen Vergleich. Dtsch Zahnärztl Z 40, 910-914, 1985.
49. Kullmann, W. und Pötters, G.: Vergleichende Untersuchungen zum thermischen Expansionskoeffizienten an 50 verschiedenen Kunststoff-Füllungsmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 39, 96-100, 1984.
50. Lambrechts, P., Vanherle, G., Vuylsteke, M. and Davidson, C.L.: Quantitative evaluation of the wear resistance of posterior dental restorations: a new three-dimensional measuring technique. J Dent 12, 252-267, 1984.
51. Lampert, E.: Der derzeitige Stand der Komposit-Füllungsmaterialien. Dtsch Zahnärztek 42, 130-137, 1983.
52. Laursen, L.: Vergleichende in-vivo und in-vitro Untersuchungen von neuen Kompositrestorationen. Med. Diss. Zürich, 1980.
53. Lüscher, B., Lutz, F., Ochsenbein, H. and Mühlemann, H.R.: Micro-leakage and marginal adaption in conventional and adhesive Class II restorations. J Prosthet Dent 37, 300-309, 1977.
54. Lutz, F.: Kompositfüllungen - Rationelleres Ausarbeiten und bessere Randqualität dank neuentwickelten Schleifkörpern. Swiss Dent 1(4), 29-37, 1980.
55. Lutz, F.: Beiträge zur Entwicklung von Seitenzahn-Komposits. KAR/PAR/PZM Verlag, Zürich, 1980.
56. Lutz, F., Lüscher, B., Ochsenbein, H. und Mühlemann, H.R.: Adhäsive Zahnheilkunde. Juris, Zürich, 1976.
57. Lutz, F., Lüscher, B. und Ochsenbein, H.: Adaptation und Randschluss von thixotropen und Komposits und Spritzkapselsystemen, in-vitro Befunde. Schweiz Monatsschr Zahnheilk 87, 684-693, 1977.

58. Lutz, F., Phillips, R.W., Roulet, J.F. and Setcos, J.C.: In vivo and in vitro wear of potential posterior composites. J Dent Res 63, 914-920, 1984.
59. Lutz, F., Mörmann, W. und Krejci, I.: Seitenzahnkomposits - Ja, nein oder jein? Dtsch Zahnärztl Z 40, 892-896, 1985.
60. Lutz, F., Imfeld Th., Barbakow, F. and Iselin, W.: Optimizing the marginal adaption of MOD composite restorations. In: Posterior composite resin dental restorative materials, eds. Vanherle and Smith, Szulc Publ., Amsterdam, pp. 405-519, 1985.
61. Lutz, F., Krejci, I., Luescher, B. and Oldenburg, Th.R.: Improved proximal margin adaption of class II composite resin restorations by use of ligh-reflecting wedges. Quintessence Int 17, 659-664, 1986.
62. Lutz, F., Krejci, I. and Oldenburg, Th.R.: Rimation of polymerisation stresses at the margins of posterior composite resin restorations: a new restorative technique. Quintessence Int, Vol. 17, 777-784, 1986.
63. Mayer, R. und Grützner, A.: Die Röntgenopazität von Komposit - Füllungswerkstoffen für den Seitenzahnbereich. Zahnärztl Praxis 36, 482-484, 1985.
64. Marolf, R.: Glasionomerzemente - Materialeigenschaften und klinische Anwendung. Eine Literaturübersicht. Schweiz Monatsschr Zahnmed 94, 117-132, 1984.
65. Marolf, R., Roulet, J.F., Mörmann, W. und Lutz F.: Kompositinlays, Randqualität und Verschleiss nach 6 Monaten. Schweiz Monatsschr Zahnmed 94, 1215-1224, 1984.
66. Masutani, S., Lui, J.L., Setcos, J.C., Lutz, F. and Phillips, R.W.: SEM-analysis of marginal adaption of Class II resin restorations. J Dent Res 62, 665 (Abstr. 138), 1983.

67. McLean, J.W.: Status report on glass ionomer cement. J Am Dent Assoc 98, 221-226, 1979.
68. McLean, J.W.: Perspektiven der zahnärztlichen Keramik.
In: Dentalkeramik, 1. Internationales Keramik-Symposium, ed. McLean, Berlin, Quintessenz, pp 13-40, 1984.
69. Meier, D., Fringeli, D. und Lutz, F.: Einjährige in-vivo Verschleissuntersuchungen eines Microfüllerkomposits im Seitenzahngebiet. Schweiz Monatsschr Zahnheilk 92, 1099-1108, 1982.
70. Mettler, P., Friedrich, U. und Roulet, J.-F.: Studie über die Abrasion von Amalgam und Komposits im Seitenzahnbereich. Schweiz Monatsschr Zahnheilk 88, 324-344, 1978.
71. Mitchem, J.C. and Granum, E.D.: Fracture of enamel walls by composite resin restorations following acid etching. Oper Dent 1, 130-136, 1976.
72. Morena, R., Lockwood, P.E. and Fairhurst, C.W.: Fracture toughness of commercial dental materials. Dent Mater 2, 53, 1986.
73. Mörmann, W.: Kompositinlay: Forschungsmodell mit Praxispotential? Quintessenz 33, 1891-1900, 1982.
74. Mörmann, W.: Keramikinlay - die Seitenzahnfüllung der Zukunft. Vortrag am 30.3.1985, Karlsruhe, "25 Jahre Akademie für Zahnärztliche Fortbildung, Karlsruhe. 4. Internationales Quintessenz-Symposium, 1985.
75. Mörmann, W. and Lutz, F.: Composite-inlays: marginal adaption, seal and occlusal abrasion. J Dent Res 61, 571 (Abstract 58), 1982.

76. Mörmann, W. und Brandestini, M.: Verfahren zur Herstellung medizinischer und zahntechnischer alloplastischer, endo- und exo-prothetischer Passkörper. VS Patent EP 81 110 135. 1, 1985.
77. Mörmann, W. and Brandestini: The CEREC-System. Computer machined ceramic reconstruction. Oral & Video presentation, Hotel Zurich, Zurich, May 1, 1986.
78. Mörmann, W. and Brandestini, M. Method and apparatus for the fabrication of custom-shaped implants. US Patent No. 5 575 805, 1986.
79. Mörmann, W., Ameye, C. und Lutz, F.: Komposit-Inlays: Marginale Adaptation, Randdichtigkeit, Porosität und okklusaler Verschleiss. Dtsch Zahnärztl Z 37, 438-441, 1982.
80. Mörmann, W., Brandestini, M., Ferru, A., Lutz, F. und Krejci, I.: Marginale Adaptation von adhäsiven Porzellaninlays in vitro. Schweiz Mschr Zahnmed 95, 1118-1129, 1985.
81. Neo, J., Chalkley, Y. and Jensen, M.: Composite resin microleakage: effect of bonding agents and polish times. J Dent Res 63, 179 (Abstract 74), 1984.
82. Ortiz, R.F., Phillips, R. W., Swartz, M. L. and Osborne, J. W.: Effect of composite resin bonding agent on microleakage and bond strength. J Prosthet Dent 41, 51-57, 1979.
83. Osborne, J.W., Norman, R. D., Swartz, M. L. and Phillips, R. W.: In vivo comparison of a composite resin and its radioopaque counterpart. J Prosthet Dent 39, 406-408, 1978.
84. Phillips, R.W.: Past, present and future composite resin systems. Dent Clin North Am 25, 209-218, 1981.

85. Phillips, R.W.: Skinner's science of dental materials,
8th ed., Philadelphia: Saunders, p 84, 1982.
86. Phillips, R.W. and Lutz, F.: Status report on posterior composites.
J Am Dent Assoc 107, 74-76, 1983.
87. Phillips, R.W., Lutz, F. und Roulet, J.-F.: Seitenzahnkomposits -
eine Standortbestimmung. Schweiz Monatsschr Zahnheilk 93, 665-673,
1983.
88. Reinhardt, K.-J. und Vahl, J.: Die Bedeutung des Elastizitäts-
moduls für die Randständigkeit von Kompositen.
Dtsch Zahnärztl Z 38, 946-948, 1983.
89. Reller, U.: Optimierung der marginalen Adaption bei Amalgam-
füllungen. Quantitative in-vitro Studien: Präparation und
Finierung. Med. Diss. Zürich, 1986.
90. Roulet, J.-F., Hirt, T. and Lutz, F.: Surface roughness and
marginal behaviour of experimental and commercial composites:
an in vitro study. J Oral Rehabil 11, 499-509, 1984.
91. Roulet, J.-F., Jaeger, U., Ameye, C. and Mörmann, W.: Quantitative
SEM-analysis of composite inlay margins after fatigue stress.
J Dent Res 63, 175 (Abstr 37), 1984.
92. Rümman, F. und Lutz, F.: Komposits als Amalgamersatz - klinische
und experimentelle Resultate. Quintessenz 31, (3) 133-143, 1980.
93. Rümman, F. und Lutz, F.: Komposits - Lichthärtung: Technische
Spielerei oder Fortschritt? Swiss Dent 2(4), 71-76, 1981.
94. Simonson, R.J. and Calamia, J.R.: Tensile bond strength of etched
porcelain. J Dent Res 62, 297 (Abstr 1154), 1983.

95. Schmid, H.: P-10, ein brauchbares Seitenzahnkomposit?
Med. Diss. Zürich, 1984.
96. Schwickerath, H. und Nolden, R.: Der Einfluss des E-Moduls von Füllungswerkstoffen auf den Randspalt unter Dauerbeanspruchung.
Dtsch Zahnärztl Z 37, 442-444, 1982.
97. Siebner, H.: Herstellung eines Keramikinlays. Quintessenz
Zahntech 9, 277-280, 1983.
98. Soltész, U. und Klaiber, B.: Festigkeit von Quarzgefüllten Kompositen nach Alterung über drei Jahre. Dtsch Zahnärztl Z 40, 888-889, 1985.
99. Vanherle, G., Lambrechts, P. and Braem, M.: Overview of the clinical requirements for posterior composites. In: Posterior composite resin dental restorative materials, Eds. Vanherle and Smith, Szulc Publ., Amsterdam, pp. 21-40, 1985.
100. Wilson, A.D. and Prosser, H.J.: Biocompatibility of the glass ionomer cement. J Dent Assoc S Afr 37, 872-879, 1982.
101. Witkowski, S. und Wohlwend, A.: Herstellung von Vollporzellankronen. Das Aufbrennen auf einen feuerfesten Stumpf. Dent Labor 34, 1731-1735, 1986.

CURRICULUM VITAE

- 1960 : Geboren in St. Gallen
1967 - 1973: Primarschule Wolfhalden/AR
1973 - 1974: Alpines Progymnasium in Flims
1974 - 1978: Gymnasium Marienburg, Rheineck
1978 - 1980: Institut Dr. D. Pfister, Oberägeri
1980 : Eidgenössische Maturität, Typus B
1980 - 1983: Vorklinisches Studium, Universität Zürich
1983 - 1986: Klinisches Zahnmedizinstudium, Universität Zürich
1986 : Staatsexamen, Universität Zürich

Zur Zeit tätig als klinischer Assistent an der Abteilung für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und zahnärztliche Materialkunde am Zahnärztlichen Institut der Universität Zürich.

